Aus dem Institut für Arbeitsmedizin der
Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. Dr. Jansen

Bestimmung von Organdosen bei Röntgen-Aufnahmen und Röntgen-Durchleuchtungen

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

MARGRET RATHJEN

1981

1982

Aus dem Institut für Arbeitsmedizin der
Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. Dr. Jansen

Bestimmung von Organdosen bei Röntgen-Aufnahmen und Röntgen-Durchleuchtungen

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

MARGRET RATHJEN

1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Straßburg

Referent
gez.: Prof. Dr. Dr. Jansen

Korreferent
gez. Prof. Dr. Vieten

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1.	Einleitung	1
2.	Berechnung von Organdosen	3
3.	Tabellen und Kurven zur Berechnung von Organdosen	11
3.1	Rückstreufaktoren	11
3.2	Meßmethoden	12
3.3	Meßergebnisse	13
3.3.1	Tiefendosismessungen	13
3.3.2	Messung der Dosisdekremente	17
3.4	Tabellen zur Berechnung der Organdosen	26
4.	Rechenprogramm	30
5.	Ergebnisse der Berechnung von Organdosen	34
6.	Diskussion	41
7.	Zusammenfassung	48
8.	Literaturverzeichnis	49

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535714_0148

Bestimmung von Organdosen bei Röntgen-Aufnahmen und Röntgen-Durchleuchtungen

1. Einleitung

In früheren Arbeiten über die Strahlenexposition des Patienten durch röntgendiagnostische Maßnahmen findet man fast nur Angaben über Hautdosen und Gonadendosen. Die Gründe waren, daß zu dieser Zeit bei der Abschätzung des Strahlenrisikos Betrachtungen über genetische Strahlenschäden infolge von Mutationen im Vordergrund standen und die Folgen einer Bestrahlung der Haut mit hohen Röntgenstrahlendosen sofort ins Auge fielen. Die Expositionen von Hoden und Haut, also von oberflächlich liegenden Organen, waren außerdem als Oberflächendosis am Patienten leicht zu messen.

Die Hautdosis hat aber nach heutigen Erkenntnissen und beim Stand der röntgendiagnostischen Technik nur noch einen geringen Stellenwert im Strahlenschutz und dient mehr als Vergleichsgröße bezüglich der Größenordnung von Oberflächendosen bei den verschiedenen Röntgenuntersuchungen, nicht jedoch als Maßstab für eventuell entstehende Strahlenschäden. Die Haut ist im strahlenbiologischen Sinne kein kritisches Organ; außerdem konnte die Hautdosis durch die Einführung "dosissparender" Maßnahmen in die Röntgendiagnostik (z.B. Hartstrahltechnik, Bildverstärkerdurchleuchtung und -fotographie) erheblich reduziert werden.

In letzter Zeit wird den somatischen Strahlenschäden, die sich auf lange Sicht in der Entstehung von malignen Neoplasmen manifestieren,größere Bedeutung geschenkt. Unter Berücksichtigung der Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe sowie der Morbidität und Mortalität in bezug auf Malignome wurden im BEIR-Report /1/ und im UNSCEAR-Report /2/ die folgenden kritischen Organe benannt: weibliche Brust, Lunge, rotes Knochenmark und Schilddrüse.

Um die Strahlenexposition einzelner Organe bei Röntgenuntersuchungen zu bestimmen, ist man gezwungen, auf Berechnungen und Messungen in Phantomen zurückzugreifen, da die direkte Messung am Patienten wegen der Unmöglichkeit der Plazierung von Dosimetern in die jeweiligen Organe nicht durchführbar ist. Die Berechnung hat gegenüber der Phantommessung bei Kenntnis gewisser, in dieser Arbeit noch näher beschriebener Parameter, den Vorteil, mit wesentlich weniger Aufwand verbunden zu sein. Die praktische Bedeutung der Berechnung liegt u.a. darin, daß sie dem radiologisch tätigen Arzt schnell helfen kann, nachträglich die im Verlaufe einer Röntgenuntersuchung applizierte Organdosis zu bestimmen, wenn sich z.B. herausstellt, daß eine Patientin zum Zeitpunkt der Untersuchung schwanger war. Die zur Berechnung nötigen Daten wie z.B. Röhrenspannung, Röhrenstrom, Belichtungs- bzw. Durchleuchtungszeit müssen laut § 29 der Röntgenverordnung (RöV) /3/ für jede Untersuchung aufgezeichnet werden.

In dieser Arbeit sollen die Strahlendosen der o.g. kritischen Organe und des Uterus für eine Vielzahl ausgesuchter, oft angewandter Röntgenaufnahmen sowie für die üblichen internistischen Durchleuchtungen rechnerisch bestimmt werden. Zu diesem Zweck wurde ein Computerprogramm, basierend auf einer in dieser Arbeit entwickelten empirischen Gleichung für die Organdosen aufgestellt.

Durch Messungen in einem Alderson-Rando-Phantom wurden die Verläufe der Tiefendosen in der Nutz- und Streustrahlung erstellt, dann rechnerisch erfaßt und in die Gleichung für die Organdosen integriert.

In der Diskussion finden sich Vergleiche zwischen experimentell bestimmten Organdosen aus der Literatur und den eigenen Berechnungen.

2. Berechnung von Organdosen

Die Formel zur Berechnung von Organdosen ist eine empirische Formel, welche sich aus Einzelkomponenten (Termen) zusammensetzt:

$$D_{org} = ED \cdot RF \cdot TD \cdot I_q \qquad \ldots\ldots\ldots (1)$$

Dabei bedeuten: ED = Einfallsdosis,
RF = Rückstreufaktor,
TD = relative Tiefendosis,
I_q = relatives Dosisdekrement.
Das Produkt aus ED und RF ist die Oberflächendosis (OD).

Die für die einzelnen Terme einzusetzenden Funktionen basieren weitgehend auf experimentell ermittelten Werten, weil sie in ihrer Abhängigkeit von mehreren Variablen nicht in einfacher und geschlossener Form rechnerisch dargestellt werden können.

In dieser Arbeit wurden nur die sog. Dosisleistungskonstante als Grundlage zur Berechnung der Einfallsdosis und die Rückstreufaktoren aus der Literatur übernommen, da diese als meßtechnisch eindeutig bestimmt anzusehen sind. Die Werte für die Dosisleistungskonstante findet man sogar in der DIN 6812 /4/.
Anders verhält es sich mit den Werten für die relative Tiefendosis und das Dosisdekrement. Der Verlauf der relativen Tiefendosis beschreibt das Verhalten der Dosiswerte mit zunehmender Eindringtiefe von Nutzstrahlung ins Gewebe; das relative Dosisdekrement gibt an, in welchem Maße in einer bestimmten Tiefe die Dosis außerhalb des Nutzstrahlenbündels senkrecht zu seiner Richtung abnimmt.

Entsprechende Messungen von Wachsmann und Drexler wurden nur an einem Wasserphantom vorgenommen /5/. Es mußte daher geprüft werden, ob die Verläufe der Tiefendosis und

des Dosisdekrements im menschlichen Körper aufgrund der unterschiedlichen Gewebedichte signifikant von denjenigen in Wasser gemessenen abweichen oder nicht. Aus diesem Grunde wurden eigene Messungen in einem Alderson-Rando-Phantom durchgeführt.

Will man die Organdosen für eine bestimmte Röntgenuntersuchung nach Gl. (1) z.B. mit Hilfe eines Taschenrechners berechnen, so ist man gezwungen, für jeden Term dieser Gleichung den Wert aus den experimentell gewonnenen Kurven bzw. Tabellen der Literatur herauszusuchen, der den vorgegebenen Einstelldaten der Untersuchung entspricht. Dieses Verfahren ist zeitraubend, vor allen Dingen dann, wenn es sich um eine Durchleuchtungsuntersuchung handelt, die sich meistens aus vielen Abschnitten mit unterschiedlichen Einstelldaten zusammensetzt.

Auch kann die Berechnung einer Organdosis, die nicht durch einen einzigen Meßpunkt repräsentiert ist, sondern durch den Mittelwert aus mehreren gewichteten Dosiswerten in unterschiedlichen Körperabschnitten, als durchaus mühselig bezeichnet werden.

Hinzu kommt, daß die in der Literatur angegebenen Tabellen für Rückstreufaktoren, Tiefendosis u.a. nicht für jeden interessierenden Bereich z.B. der Röhrenspannung oder der Feldgröße Meßwerte aufweist, so daß häufig Inter- bzw. Extrapolationen erforderlich sind. Für derartig komplizierte Funktionen bietet sich ein Rechenprogramm an. Um Gl. (1) computergerecht zu gestalten, wurde jeder Term als Funktion gewisser Parameter ausgedrückt, welche die jeweils zugrundeliegenden Kurven bzw. Tabellen beschreibt:

$$D_{org.} = \underbrace{18{,}52 \cdot U^2 \cdot \frac{I \cdot t}{S^2}}_{\text{Einfallsdosis ED}} \underbrace{\left[1 + \frac{U+188}{125} \cdot \left(1 - e^{-\frac{F}{100}}\right)\right]}_{\text{Rückstreufaktor RF}} \cdot \underbrace{\sum_{i=1}^{n} a_i \cdot TD(U, z_i)}_{\text{relative Tiefendosis}} \cdot \underbrace{J_q(F, f_i)}_{\text{relatives Dosisdekrement}} \quad \ldots (2)$$

(a) (b) (c) (d)

a) Einfallsdosis $ED = 18.52 \cdot U^2 \cdot \frac{I \cdot t}{S^2}$ ..... (2a)

Dabei bedeuten: U = Röhrenspannung (kV),
J = Röhrenstromstärke (mA),
t = Belichtungs- bzw. Durchleuchtungszeit (s),
S = Fokus-Haut-Abstand (FHA) (cm).

Die physikalische Einheit der Einfallsdosis soll hier das Milliröntgen (mR) sein. Daher muß die Konstante 18.52 die Einheit $cm^2 \cdot mR \cdot kV^{-2} \cdot mAs^{-1}$ haben. Das Produkt $18.52 \cdot U^2$ (Dosisleistungskonstante) ist also in Abhängigkeit von der Röhrenspannung und Filterung ein Maß für die Freiluftdosis (bei 1 mA Röhrenstrom, 60 s Expositionszeit und einem FHA von 100 cm nach DIN 6812 /4/ Bild 1). Für die Bestimmung der Dosisleistungskonstanten $18.52 \cdot U^2$ wurde eine Filterung von 2 mm Al DIN 6811 /6/ zugrunde gelegt.

Außerdem kommt in Gl. (2a) der lineare Zusammenhang zwischen der Einfallsdosis und dem Produkt aus Röhrenstromstärke und Zeit ("mAs-Produkt") und die durch das sog. quadratische Abstandsgesetz beschriebene Abhängigkeit vom FHA zum Ausdruck.

b) Rückstreufaktor $RF = 1 + \frac{U + 188}{125} \left(1 - e^{-\frac{F}{100}}\right)$ ....(2b)

Dabei bedeutet: F = Kantenlänge eines als quadratisch angenommenen Feldes (cm).

Die Einfallsdosis (Gl. (2a)) ist eine Freiluftdosis, während die Oberflächendosis infolge Rückstreuung aus dem Gewebe gegenüber der Einfallsdosis um den Rückstreufaktor erhöht ist. Dieser ist abhängig von der Röhrenspannung, der Filterdicke und dem Filtermaterial sowie von der Feldgröße. Bei konstanter Filterung (2 mm Al) ist der Rückstreufaktor nur noch eine Funktion der Röhrenspannung, ausgedrückt durch den Term (U + 188)/125, und der Feldgröße, ausgedrückt durch den Term $(1 - e^{-\frac{F}{100}})$. Der Ausdruck für den Rückstreufaktor nach

Gl. (2b) wurde den von Wachsmann und Drexler /5/ angegebenen Tabellen angepaßt (in Kap. 3 in Kurvenform dargestellt (Abb. 2 bis 5)).

Für die Festsetzung der beiden restlichen Terme, relative Tiefendosis TD und Dosisdekrement I_q wurden die in Kap. 3 beschriebenen Messungen durchgeführt und die Meßergebnisse durch entsprechende Funktionen beschrieben.

c) Die relative Tiefendosis gibt den Prozentsatz der Oberflächendosis an, der nach Absorption der Strahlung im Gewebe in einer bestimmten Tiefe noch meßbar ist, wobei der Wert für die Tiefe 0 auf 1 oder 100 % normiert wird. Dieser Prozentsatz nimmt um so schneller ab, je dichter das Gewebe ist. Das Ausmaß der Absorption und somit der Wert für die Tiefendosis ist außer von der Gewebedichte und -tiefe abhängig von FHA, Feldgröße, Röhrenspannung und Filterung.

Die Tiefendosisverläufe, die den Tabellen von Wachsmann und Drexler /5/ zugrunde liegen, wurden am Wasserphantom gemessen. Um festzustellen, ob die Verläufe im menschlichen Körper davon abweichen, haben wir Messungen der Tiefendosis an einem Alderson-Rando-Phantom durchgeführt. Die Meßmethode und die Tiefendosiskurven sind in Kap. 3 dargestellt.

Der Term c) für die Berechnung der relativen Tiefendosis lautet:

$$TD = e^{-\frac{220 - U}{800} \cdot z_i}.$$

Er ist den in Kap. 3 (Abb. 6 bis 11) dargestellten Tiefendosiskurven angepaßt, und zwar entspricht er dem Verlauf der jeweils ausgezogenen Kurven, die als Mittelwerte derjenigen Tiefendosisverläufe gelten, die für die Feldgrößen 200 cm^2 und 900 cm^2 gemessen wurden.

Die Abhängigkeit von der jeweiligen Röhrenspannung wird durch $e^{-f \cdot z_i}$ dargestellt, wobei z_i die Gewebetiefe be-

deutet und f = (220-kV)/800 die Röhrenspannungsabhängigkeit des Exponenten beschreibt.

Die Strahlendosis insbesondere größerer Organe setzt sich aus den Einzeldosen an n Meßpunkten zusammen, und zwar durch mit den Faktoren α_i gewichtete Mittelwertbildungen. Dies wird im folgenden noch näher erläutert. Term c) erhält somit folgende Form

$$TD = \sum_{i=1}^{n} d_i \cdot e^{-\frac{220-U}{800} \cdot z_i} \qquad \ldots\ldots (2c)$$

Die Lage der Schilddrüse, eines kleinen Organs, kann man durch einen einzigen Meßpunkt angeben (i = 1); dagegen bestehen Schwierigkeiten bei einem ausgedehnten Organ wie der Lunge oder bei dem im Körper verteilten roten Knochenmark. Hier muß man mehrere Meßpunkte annehmen, deren Zahl und Lage durch die Menge an Organgewebe bzw. die Ausdehnung des Organs bestimmt wird. (Entsprechende Angaben: /7/.) Für diese Organe, repräsentiert durch viele Meßpunkte, muß die Einzeldosis für jeden einzelnen Meßpunkt berechnet und dann ein unter Umständen gewichteter Mittelwert gebildet werden.

Bei der Lunge und der weiblichen Brust haben alle Einzeldosiswerte dieselbe Wertigkeit bezüglich des Anteils an der Gesamtdosis, d.h. es erfolgt eine ungewichtete Mittelwertbildung: $\alpha_1 = \alpha_2 = \ldots\ldots \alpha_n$. Beim roten Knochenmark hingegen muß eine Wichtung entsprechend der Gewebemenge in den einzelnen Körperabschnitten vorgenommen werden.

Anzahl und Wichtung der Dosimeter der verschiedenen Organe entnimmt man den Tabellen 1 und 2 (Kap. 3). Die Einzeldosiswerte an den Meßpunkten eines Organs werden mit diesen α_i-Werten multipliziert und anschließend addiert, so daß sich die Gesamtdosis des kritischen Organs ergibt, da die α_i-Werte so normiert sind, daß

$$\sum_{i=1}^{n} d_i = 1 \,.$$

Liegt das interessierende Organ (bzw. der einzelne Meßpunkt) im Nutzstrahlenbündel, so entspricht die Tiefendosis der gesuchten Organdosis, d.h. die Berechnung ist mit Term c) beendet und Term d) für das Dosisdekrement I_q erhält den Wert 1.

d) Um die Dosis an einem bestimmten Meßpunkt außerhalb der Nutzstrahlung berechnen zu können, muß man den Abstand des jeweiligen Meßpunktes vom Mittelpunkt des betreffenden Strahlenfeldes kennen. Das verlangt zunächst die Festlegung der Lage der Meßpunkte sowie der Mittelpunkt sämtlicher Aufnahme- und Durchleuchtungsfelder. Zu diesem Zweck wurde ein Bezugskoordinatensystem gewählt, welches seinen Nullpunkt (0,0) im Zentrum des Thorax hat (s. Abb. 1).

Dann wurden die Koordinaten jedes Meßpunktes der kritischen Organe für dieses System bestimmt, und zwar die Tiefe z_i sowie laterale bzw. kranial-caudale Abweichungen x_i bzw. y_i vom dem o.g. Nullpunkt (s. Tab. 4 bis 8 in Kap. 3).

Die Mittelpunkte der Strahlenfelder aller in dieser Arbei behandelten Röntgenaufnahmen und -durchleuchtungen sind als Nullpunkte (a, b) von Koordinatensystemen zu verstehen, die um die Werte $\pm$ a (in x - Richtung) und $\pm$ b (in y - Richtung) gegenüber dem Bezugssystem verschoben sind. Jede Röntgenuntersuchung ist damit durch ein Wertepaar ($\pm$ a, $\pm$ b) charakterisiert. So bildet z.B. der Feldmittelpunkt der Thoraxaufnahme den Nullpunkt des Bezugssystems durch das Paar (0,0).

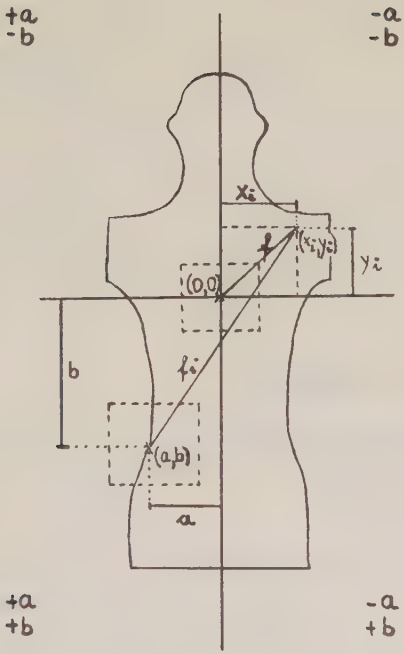


Abb. 1: Koordinatensystem zur räumlichen Festlegung der röntgendiagnostischen Strahlenfelder sowie der Meßpunkte für die kritischen Organe

(x_i, y_i)	=	Meßpunkt mit den Koordinaten (x_i, y_i)
(0,0)	=	Nullpunkt des Bezugskoordinatensystems (Thoraxmitte)
(a, b)	=	Mittelpunkt eines beliebigen Strahlenfeldes mit den Koordinaten (a, b)
f	=	Abstand des Meßpunktes (x_i, y_i) vom Mittelpunkt (0,0) des Bezugssystems
f_i	=	Abstand des Meßpunktes (x_i, y_i) vom Mittelpunkt (a, b) eines Strahlenfeldes.

Die Meßpunktkoordinaten aller kritischen Organe, z.B. in Abb. 1 (x_i, y_i) ergeben sich für Röntgenuntersuchungen mit $a \neq 0$ oder $b \neq 0$ durch die Translationen $x_i \pm a$ und $y_i \pm b$. Das jeweilige Vorzeichen von a und b ist aus Abb. 1 ersichtlich.

Um den Abstand f_i eines Meßpunktes für ein bestimmtes Organ mit den Koordinaten ($x_i \pm a$, $y_i \pm b$) vom Mittelpunkt des Strahlenfeldes einer bestimmten Röntgenuntersuchung zu berechnen, bedient man sich folgender Gleichung:

$$f_i = \sqrt{(x_i \pm a)^2 + (y_i \pm b)^2}$$

In Tab. 3 wurden die Koordinaten a und b für die Mittelpunkte der ausgesuchten Röntgenaufnahmen und -durchleuchtungen festgelegt.

Am Rand eines Strahlenfeldes geht die Tiefendosis, erzeugt durch Nutzstrahlung, in die lateral abfallende Streustrahlendosis über. Dieser Dosisabfall, als Dosisdekrement bezeichnet, wird ausgehend von dem entsprechenden Tiefendosiswert berechnet. Durch diese Betrachtungsweise ist die Abhängigkeit der Dosisdekrementwerte von der Tiefe z_i und der Röhrenspannung erfaßt.
Der Term d) in Gl. (2)

$$J_q = \frac{e^{-\sqrt{f_i - F/2}}}{\sqrt{f_i - F/2 + 1}} \qquad \ldots\ldots (2d)$$

beschreibt den Verlauf der in Abb. 12 bis 16 dargestellten Kurven für das Dosisdekrement, deren Form nur durch die Feldkantenlänge F und den Abstand des Meßpunktes vom Feldmittelpunkt f_i bestimmt wird. Die Berechnung von f_i wurde schon im Vorhergehenden erläutert.

Die vollständige Gleichung zur Berechnung der Organdosen, die als Grundlage für das Computerprogramm dient, lautet also:

$$D_{org.} = 1{,}852 \cdot U^2 \cdot \frac{J \cdot t}{S^2} \cdot \left[1 + \frac{U + 188}{125}\left(1 - e^{-\frac{F}{100}}\right)\right] \cdot \sum_{i=1}^{n} d_i \cdot e^{-\frac{220 - U}{800} z_i} \cdot \frac{e^{-\sqrt{f_i - F/2}}}{\sqrt{f_i - F/2 + 1}} \qquad \ldots (3)$$

3. Tabellen und Kurven zur Berechnung von Organdosen

3.1 Rückstreufaktoren

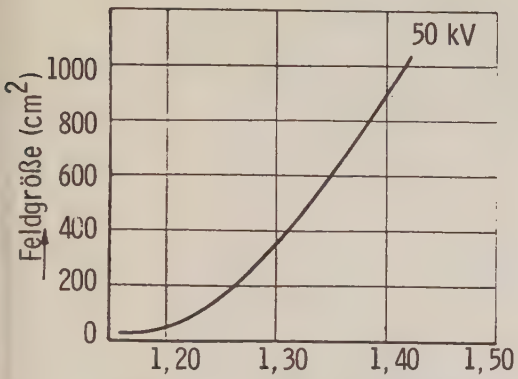


Abb. 2

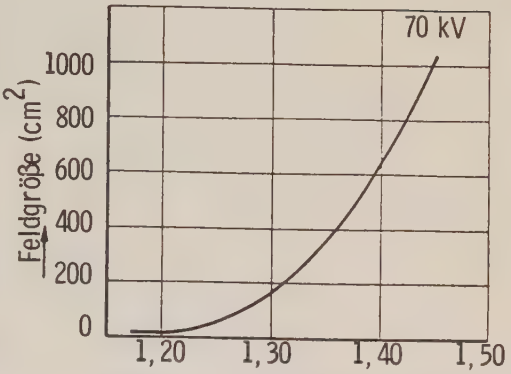


Abb. 3

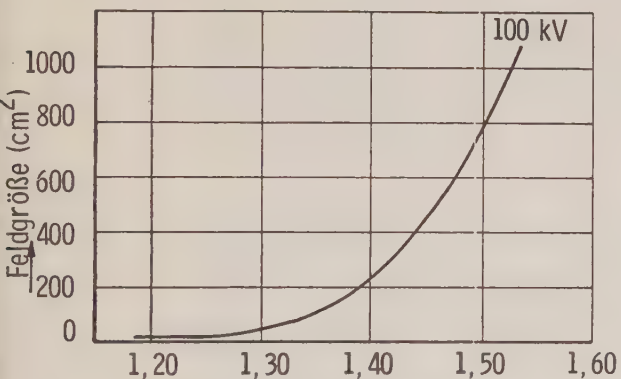


Abb. 4

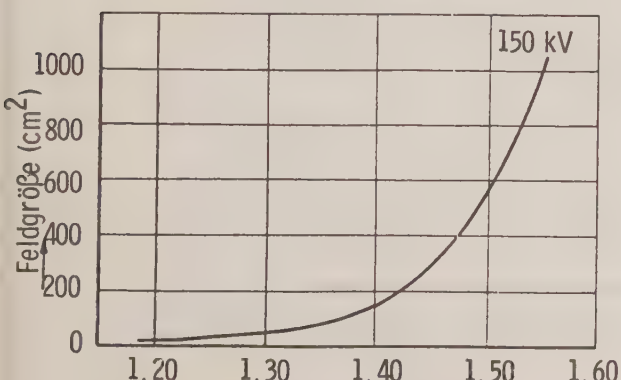


Abb. 5

Abb. 2 bis 5: Die dargestellten Rückstreufaktoren sind für die Röhrenspannungen 50, 70, 100 und 150 kV in Abhängigkeit von der Feldgröße dargestellt. Grundlage dafür bieten die Tabellen von Wachsmann und Drexler /5/. Da in diesen Tabellen nur Feldgrößen bis 400 cm^2 berücksichtigt sind, jedoch für die Berechnungen in dieser Arbeit hauptsächlich größere Felder interessierten, wurden die Kurven über Feldgrößen von 400 cm^2 hinaus extrapoliert.

3.2 Meßmethode

Die Messungen der Tiefendosis und des Dosisdekrements wurden mit Hilfe eines Alderson-Rando-Phantoms (♂) in der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS) Düsseldorf durchgeführt. Zu diesem Zweck standen folgende Geräte zur Verfügung:

a) Röntgeneinrichtung MG 151 der Fa. C.H.F. Müller (Philips) mit der Eigenfilterung von 2,5 mm Be und der Zusatzfilterung von 2 mm Al nach DIN 6811 /6/. Die nahezu vollständig gleichgerichtete Röhrenspannung ist variabel von 10 bis 150 kV. Die Feldgebung erfolgte mit einer Tiefenblende der Fa. Siemens.

b) Die Oberflächendosis wurde mit der Weichstrahl- bzw. Normalkammer (Ionisationskammer) zum Duplex-Dosimeter der Fa. PTW, Freiburg gemessen.

c) Die Dosismessung im Phantom erfolgte mittels Lithiumfluoridthermolumineszenzdosimetern (LiF-TLDs, Maße 6 x 1 x 1 mm), die im TLD-Auswertegerät der Fa. Eberline, USA ausgewertet wurden. Literatur zur LiF-TL-Dosimetrie in der Medizin u.a.: /8/, /9/, /10/, /11/.

Der Fokus-Haut-Abstand betrug 100 cm, die Feldgröße wurde entsprechend dem Bereich der in der Röntgendiagnostik üblichen Filmformate eingestellt: 200 cm^2 ≙ ca. 14 cm Feldkantenlänge und 900 cm^2 ≙ 30 cm Feldkantenlänge. Stellvertretend für den in der Röntgendiagnostik üblichen Röhrenspannungsbereich wurden 60 und 100 kV gewählt.

Die Bestrahlungszeit wurde so eingestellt, daß die dem Produkt aus Strom (mA) und Zeit (in min) proportionale Dosis zu tolerablen Fehlerbreiten bei der Messung der Dosiswerte außerhalb der Nutzstrahlung führen konnte. Die Rückrechnung auf die Dosiswerte bei den realistischen mAs-Produkten bzw. Durchleuchtungszeiten und Röhrenstromstärken war durch den linearen Zusammenhang zwischen Dosis und Strom-Zeit-Produkt unproblematisch.

3.3 Meßergebnisse

3.3.1 Tiefendosismessungen

Zwecks Vergleich zwischen den von Wachsmann und Drexler angegebenen Werten in Wasser /5/ und denjenigen in einem inhomogenen Phantommaterial wurde die Messung der Tiefendosis hier am Beispiel des Bereiches des unteren Abdomen vorgenommen, und zwar bei den Strahlrichtungen p.a., a.p. und lateral.

Der Feldmittelpunkt lag in symmetrischer Form jeweils in Höhe der Phantomscheibe 30 (d.h. etwas oberhalb der Symphyse). Die TLDs wurden in die dafür vorgesehenen Bohrungen innerhalb der Phantomscheiben eingesetzt, in Abständen von 15 mm von der Körperoberfläche ausgehend bis zum Körperzentrum.

Die knöchernen Anteile des Phantoms, hier die Lendenwirbelkörper, sind nicht mit Bohrungen versehen, so daß Dosiswerte in diesem Bereich nur durch Interpolation zu ermitteln waren.

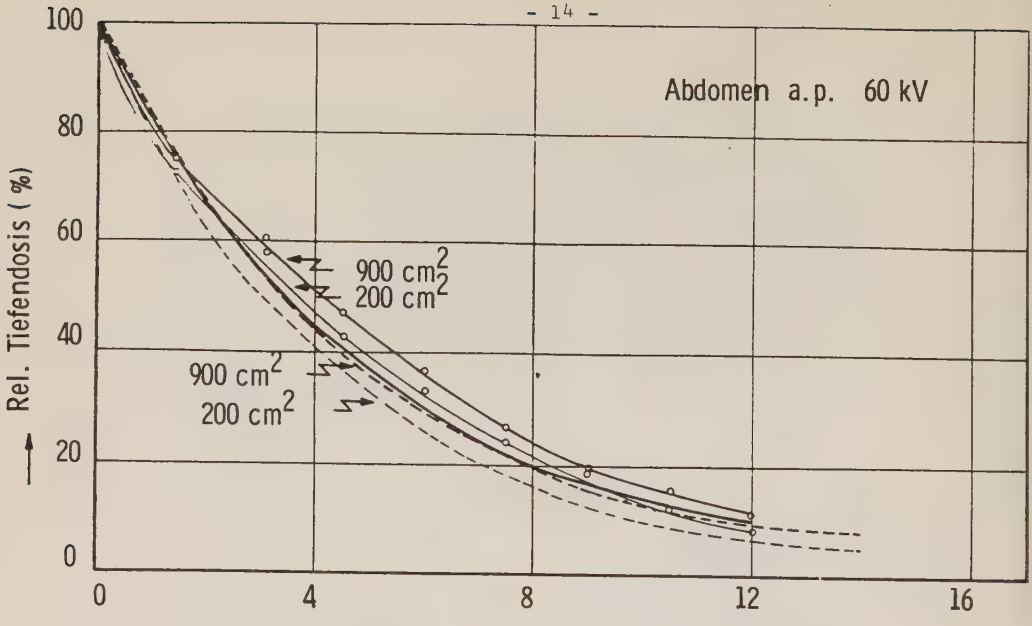

Abdomen a.p. 60 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
900 cm2
200 cm2
900 cm2
200 cm2
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 6

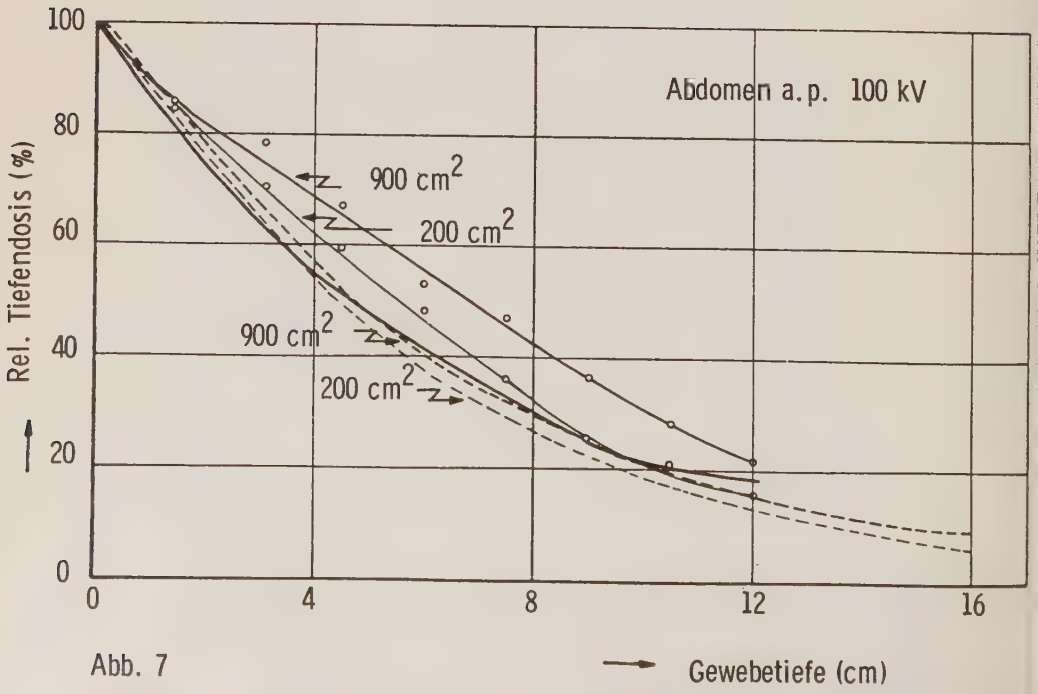

Abdomen a.p. 100 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
900 cm2
200 cm2
900 cm2
200 cm2
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 7

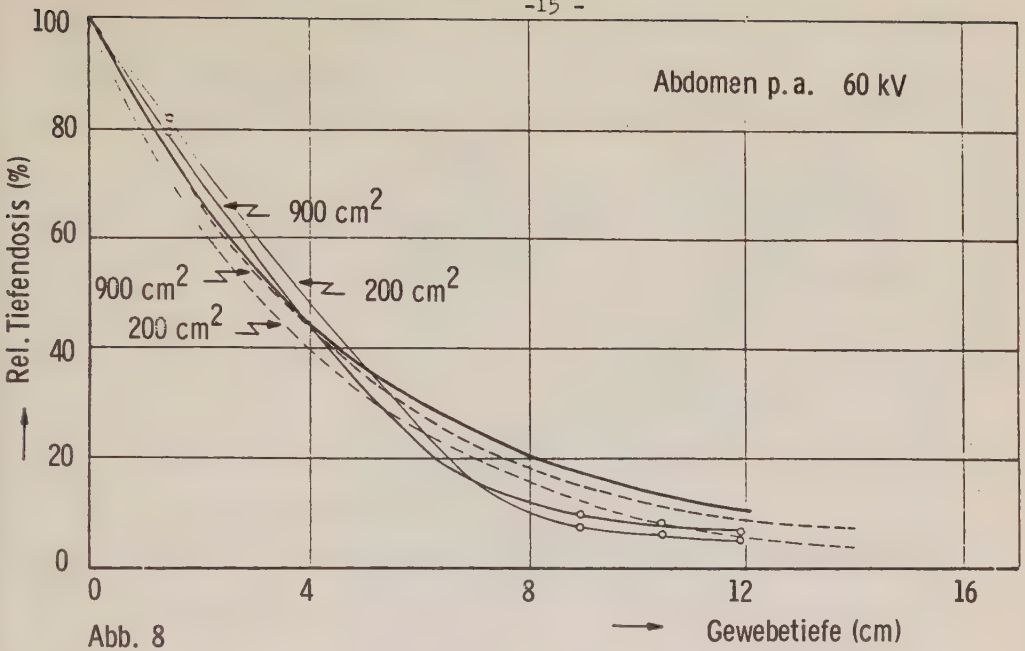

Abdomen p.a. 60 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
900 cm²
900 cm²
200 cm²
200 cm²
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 8

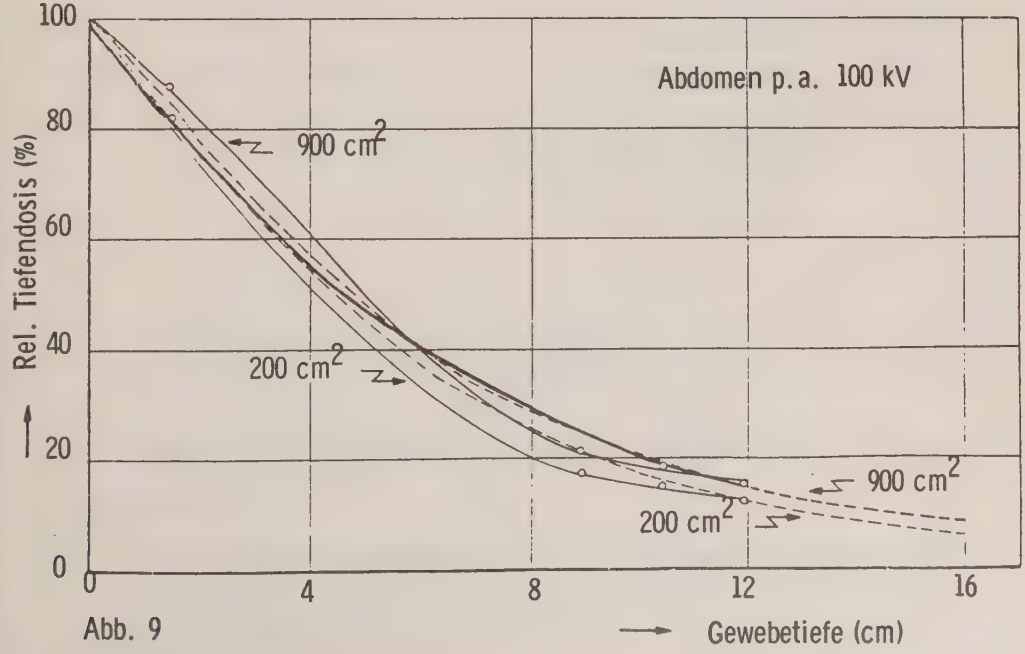

Abdomen p.a. 100 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
900 cm²
200 cm²
900 cm²
200 cm²
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 9

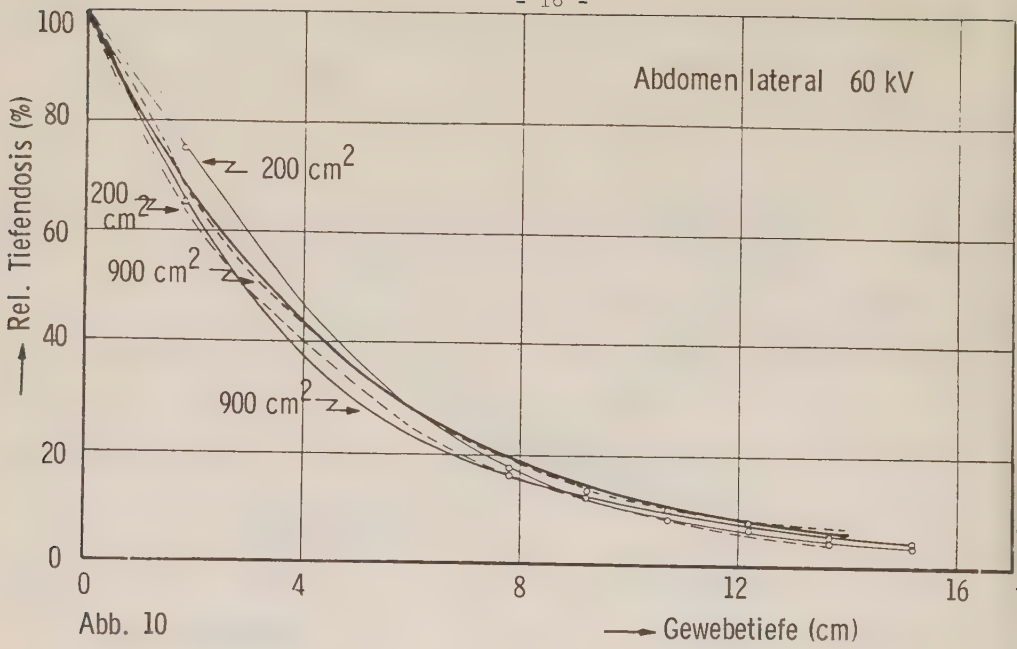

Abdomen lateral 60 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
200 cm²
200 cm²
900 cm²
900 cm²
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 10

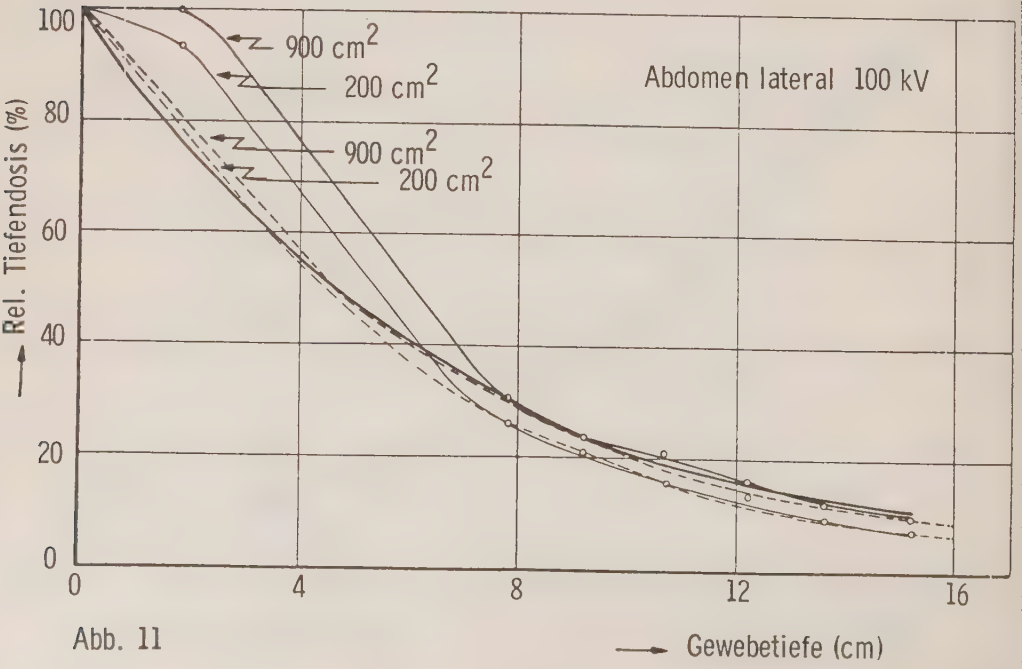

Abdomen lateral 100 kV
Rel. Tiefendosis (%)
100
80
60
40
20
0
900 cm²
200 cm²
900 cm²
200 cm²
0
4
8
12
16
Gewebetiefe (cm)

Abb. 11

Abb. 6 bis 11: Die Tiefendosiskurven sind jeweils für Röhrenspannungen von 60 kV und 100 kV getrennt abgebildet.
Abb. 6 und 7 zeigen die Kurvenverläufe bei a.p.-Strahlengang, Abb. 8 und 9 bei p.a.-Strahlengang und Abb. 10 und 11 bei lateralem Strahlengang.
Außerdem wurde bei jeder Abbildung zwischen den beiden Feldgrößen 200 cm^2 und 900 cm^2 unterschieden.
Um mit den von Wachsmann und Drexler angegebenen Tiefendosisverläufen /5/ vergleichen zu können, wurden deren Werte durch Umrechnung auf die bei den eigenen Messungen zugrundegelegten Parameter in die Form der gestrichelt gezeichneten Kurven gebracht. Die den eigenen Messungen zuzuordnenden Kurven sind dünn ausgezogen dargestellt.
Die jeweils stark ausgezogenen Kurven entstanden durch Mittelwertbildungen aus den zugehörigen Meßpunkten. Sie dienen als Grundlage für den Term c) der Gl. (2c).
Im übrigen sind alle Tiefendosisverläufe in Abb. 6 bis 11 so normiert, daß 100 % Tiefendosis bei der Tiefe 0 der Oberflächendosis entspricht.

3.3.2 Messung der Dosisdekremente

Die Messung der Dosisdekremente wurde im Alderson-Rando-Phantom jeweils in einer Tiefe von 10 cm vorgenommen, und zwar für Strahlenfelder im Bereich des Schädels, des Thorax und des Abdomens. Die TLDs wurden in dieser Tiefe in jede Phantomscheibe eingesetzt (Scheibendicke 25 mm), ausgehend vom jeweiligen Feldmittelpunkt nach caudal bis zur letzten Phantomscheibe (in Höhe der Symphyse).

Die Strahlrichtung war jeweils p.a., die Feldgrößen beim Thorax und Abdomen 200 cm^2 und 900 cm^2, beim Schädel entsprechend dem am häufigsten verwendeten Format nur 900 cm^2. Der Feldmittelpunkt lag beim Schädel bei Scheibe 4/5 (in Höhe der Nasenwurzel), beim Thorax bei Scheibe 16/17 (in Höhe des Xiphoids), beim Abdomen bei Scheibe 23/24 (in Höhe der 12. Rippe).

Die Abbildungen unterscheiden die Dosisdekremente bei p.a.-Strahlrichtung nach Röhrenspannung, Feldgröße und Körper-

bereich (60 bzw. 100 kV; 200 bzw. 900 cm^2; Schädel Abb. 12 und 13; Thorax Abb. 14 und 15 bzw. Abdomen Abb. 16 und 17). Die Unterscheidung bezüglich der Lage der Strahlenfelder wurde gewählt, um die zu erwartenden Abweichungen in den Kurvenverläufen wegen unterschiedlicher Dichte der durchstrahlten Körperregionen zu berücksichtigen.

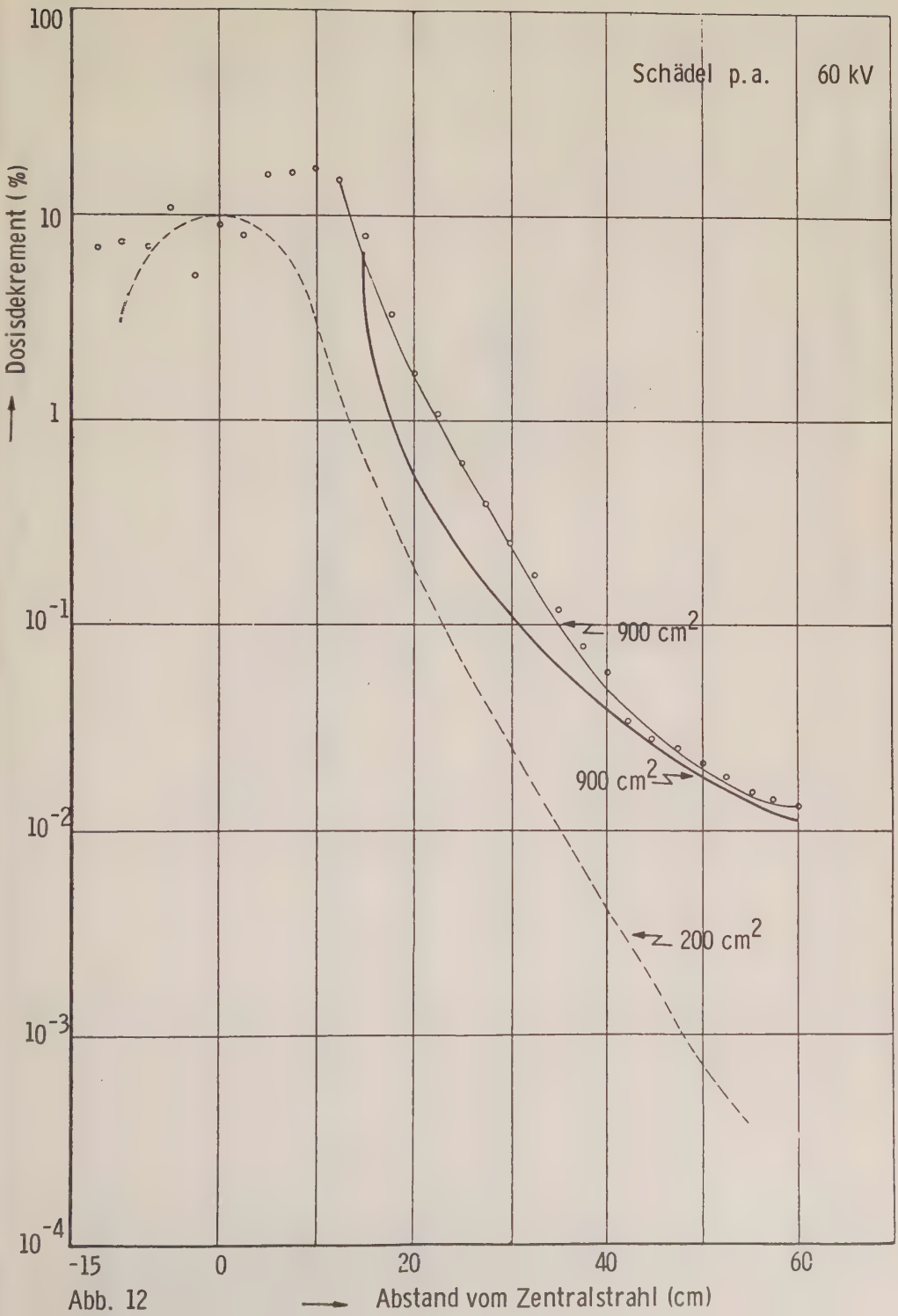

Schädel p.a.
60 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm²
900 cm²
200 cm²
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 12

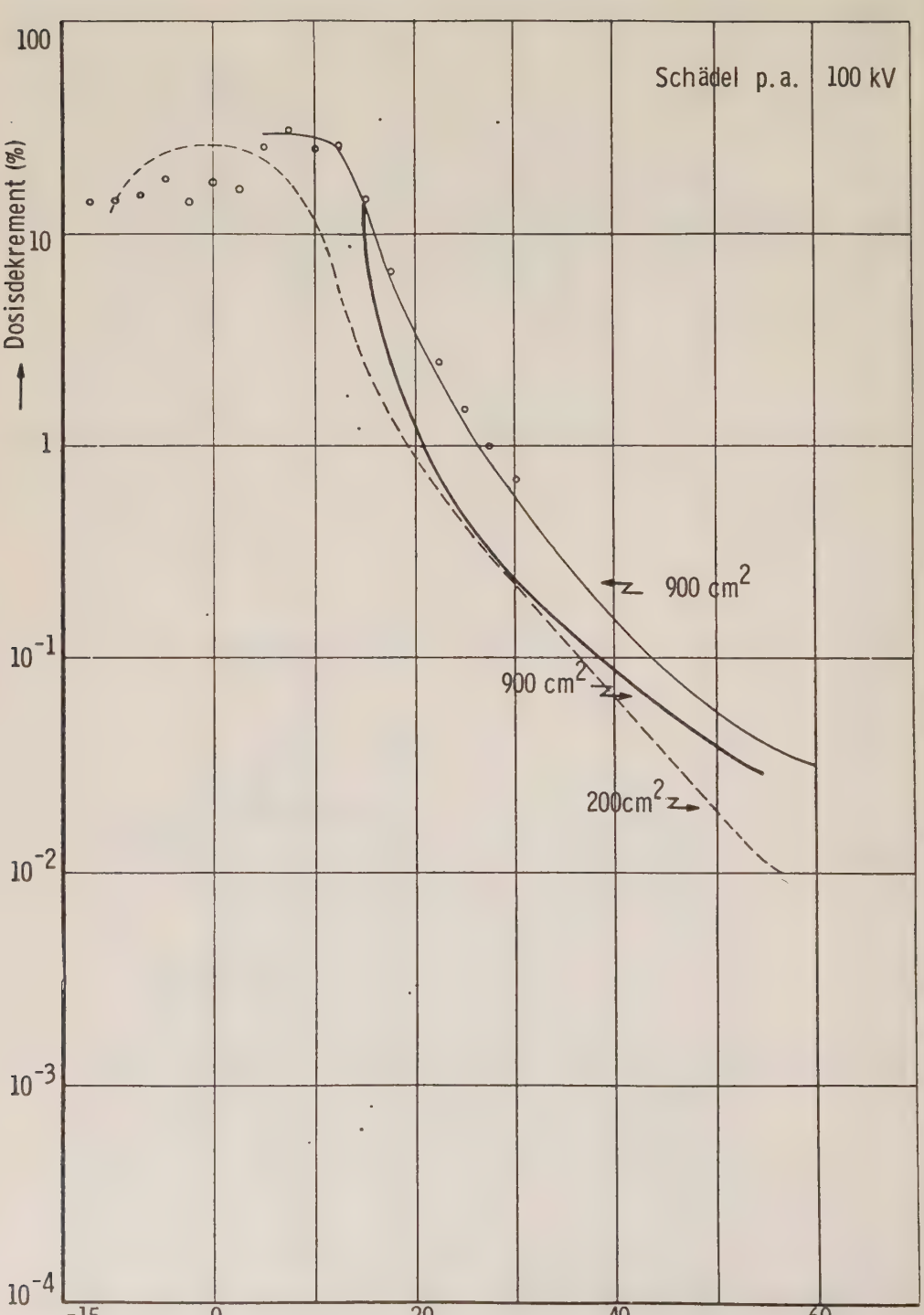

Schädel p.a. 100 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm^2
900 cm^2
200cm^2
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 13

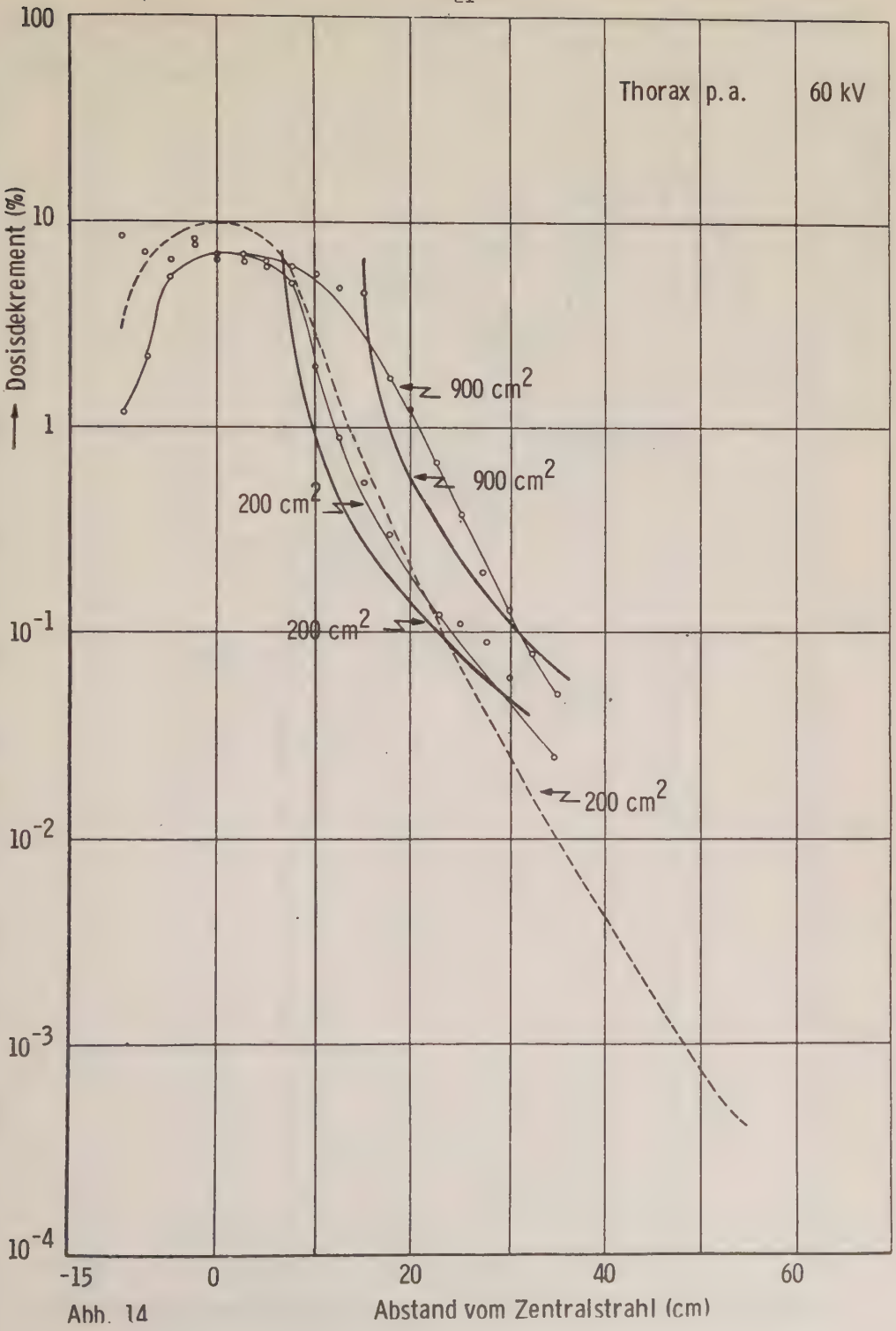

Thorax p.a. 60 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm²
900 cm²
200 cm²
200 cm²
200 cm²
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 14

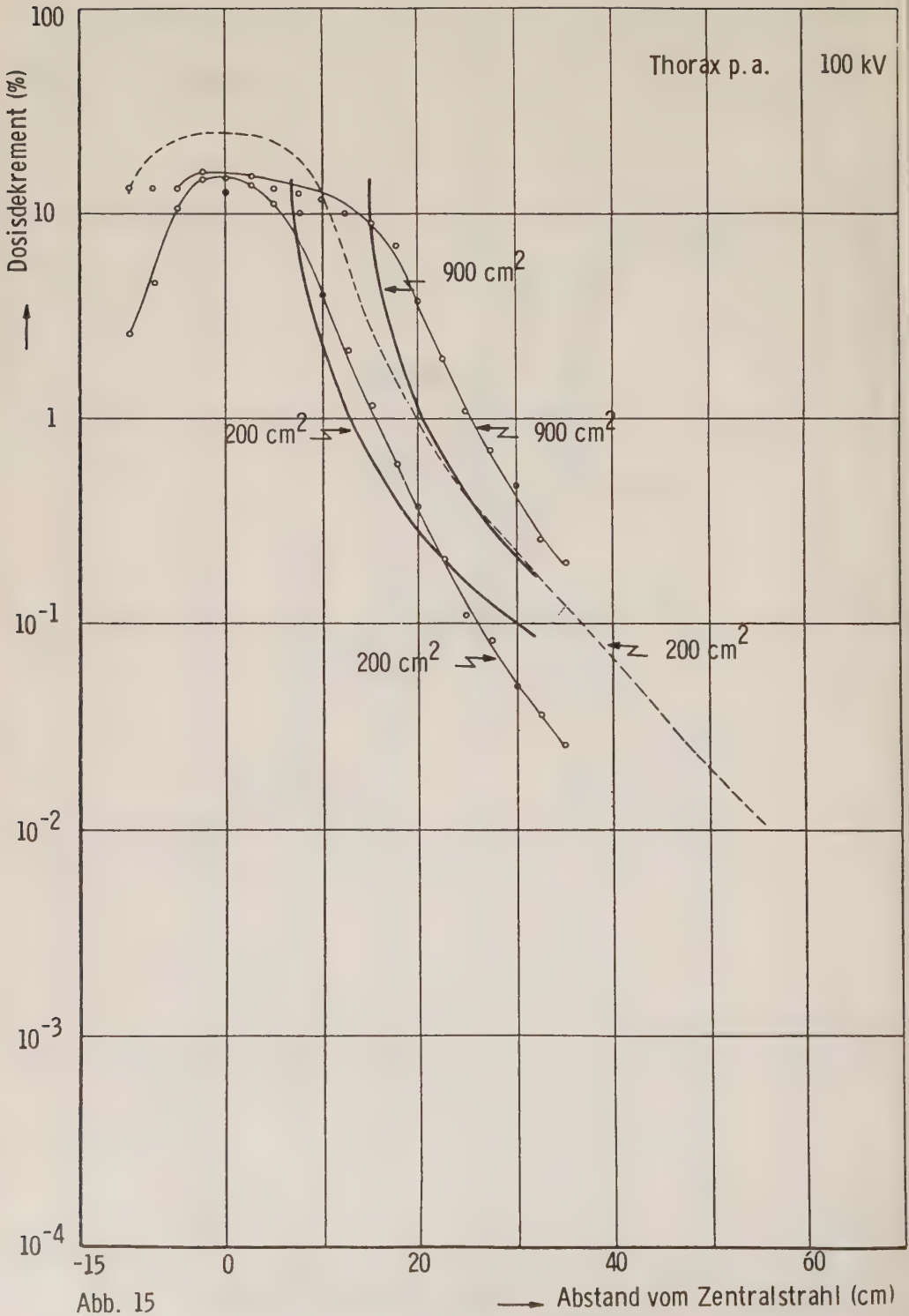

Thorax p.a.
100 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm^2
900 cm^2
200 cm^2
200 cm^2
200 cm^2
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 15

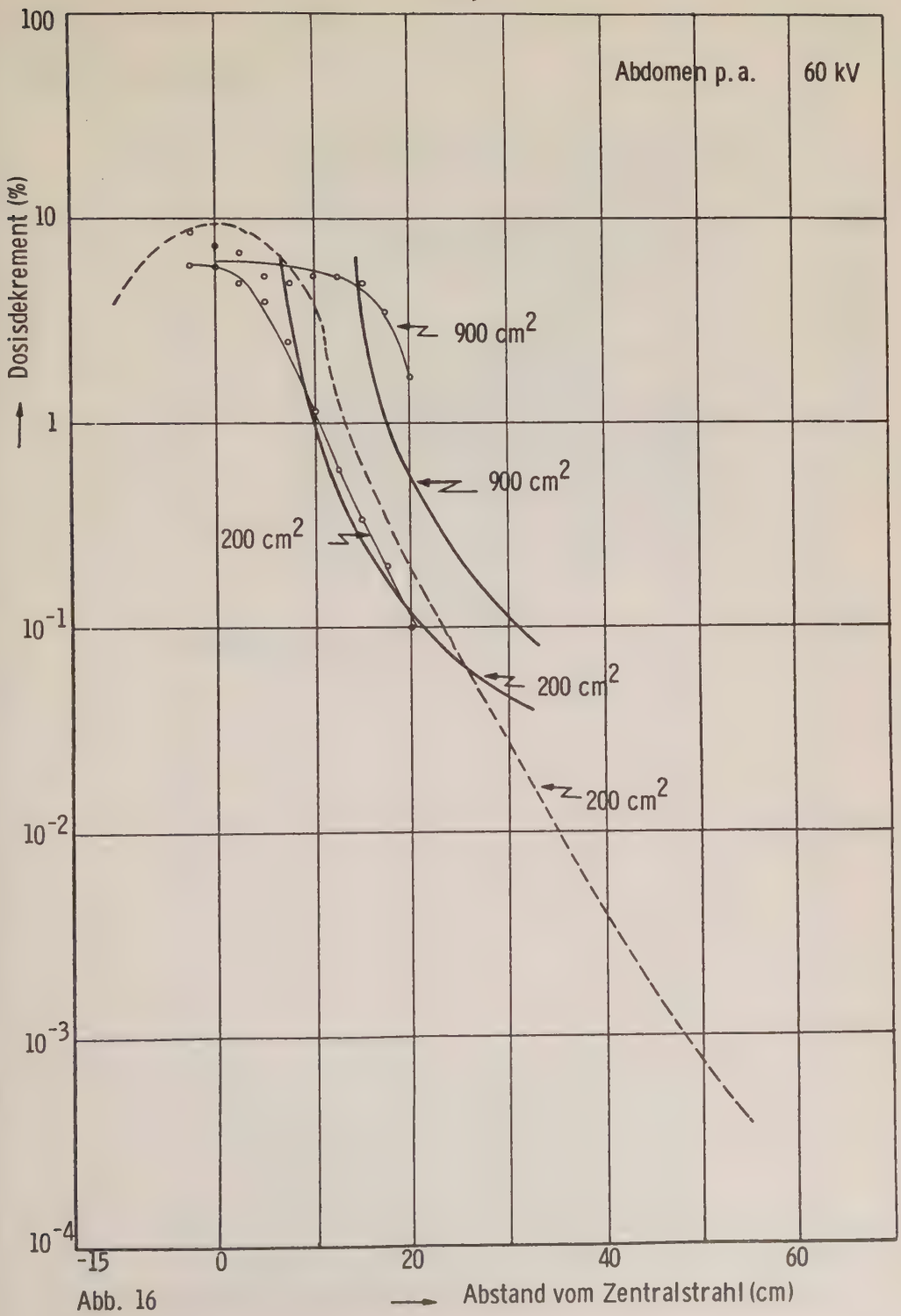

Abdomen p.a.
60 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm²
900 cm²
200 cm²
200 cm²
200 cm²
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 16

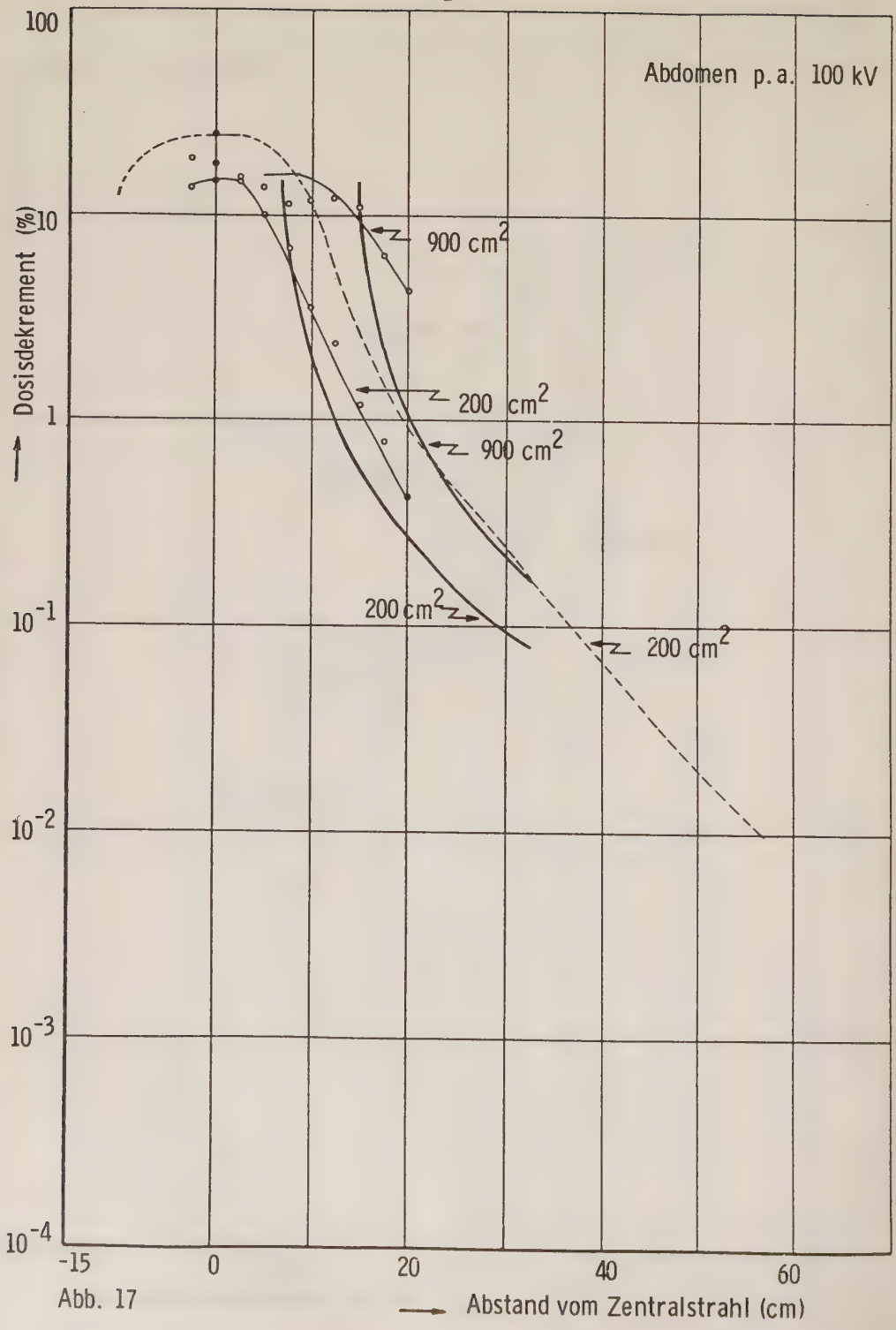

Abdomen p.a. 100 kV
Dosisdekrement (%)
100
10
1
10^{-1}
10^{-2}
10^{-3}
10^{-4}
900 cm²
200 cm²
900 cm²
200 cm²
200 cm²
-15
0
20
40
60
Abstand vom Zentralstrahl (cm)

Abb. 17

Abb. 12 bis 17: Abhängigkeit des Dosisdekrementes vom jeweiligen Abstand zwischen Meßpunkt in der Streustrahlung und Mitte des Nutzstrahlenfeldes.
Das Dosisdekrement beschreibt, ausgehend von der Tiefendosis im Feldmittelpunkt, den prozentualen Dosisabfall lateral des Nutzstrahlenbündels, also in einem Abstand von F/2 vom Feldmittelpunkt (F = Feldkantenlänge).
Die betrachtete Körperregion und die Röhrenspannung sind angegeben. Parameter ist die Feldgröße (200 und 900 cm^2).
Die dünn ausgezogenen Kurven verbinden die eigenen Meßpunkte. Zum Vergleich wurde als gestrichelte Kurve der durch Umrechnung auf die eigenen Meßbedingungen entstandene Verlauf des Dosisdekrements nach Wachsmann und Drexler /5/ eingezeichnet, der allerdings von den Autoren nur für eine Feldgröße von 200 cm^2 angegeben ist. Die stark ausgezogenen Kurven entsprechen dem Term d) in Gl. (3).

3.4 Tabellen zur Berechnung der Organdosen

Nr.	Lage der Dosimeter	Anzahl n	Wichtungsfaktor α_i
1	Schädel	1	0,15
2	Schultergürtel	1	0,095
3	HWS	1	0,075
4/5	Rippen	2	0,08
6	BWS	1	0,075
7/8	Sternum	2	0,025
9	LWS	1	0,075
10	Kreuzbein	1	0,075
11/12	Hüfte	2	0,035
		$\sum$ = 12	$\sum\alpha_i = 1$

Tab. 1: Anzahl und Lage der Dosimeter im roten Knochenmark sowie Wichtung ihrer Meßergebnisse. Die Lage der Dosimeter im roten Knochenmark wurde der Verteilung dieses Organs im Körper angepaßt. Der Wichtungsfaktor α_i beschreibt den prozentualen Anteil an Knochenmark an einer bestimmten Stelle an der Gesamtmenge /7/. Die genaue Lage der Dosimeter entnimmt man Tab. 5.

Organ	Anzahl der Dosimeter	Wichtungsfaktor α_i
Lunge	10	$\alpha_i = 1/10$ $(\sum\alpha_i=1)$
weibliche Brust	6	$\alpha_i = 1/6$ $(\sum\alpha_i=1)$
Schilddrüse	1	$\alpha_i = 1$
Uterus	1	$\alpha_i = 1$

Tab. 2: Anzahl der Dosimeter in den Organen Lunge, Brustdrüse, Schilddrüse und Uterus sowie Wichtung ihrer Meßergebnisse. Bei diesen Organen haben die Meßergebnisse aller Dosimeter eines Organs dieselbe Wertigkeit, also $\alpha_1 = \alpha_2 = ... \alpha_n$.

Die genaue Lage der Dosimeter wird durch Angabe der Koordinaten in Tab. 4, 6, 7 und 8 festgelegt.

Art der Röntgenuntersuchung	a	b
Schädel	0	- 32,5
HWS lateral	0	- 16
Thorax	0	0
oberer Thorax	- 7,5	- 7,5
unterer Thorax	- 7,5	+ 11
Thorax lateral	0	0
Thorax parasternal re.	+ 7	0
li.	- 7	0
Thorax schräg re.	+ 14	0
li.	- 14	0
Rippenbogen re.	+ 7	- 3,5
li.	- 7	- 3,5
Magen	- 7	+ 14
Galle	+ 7,5	+ 21
Colonflexur re.	+ 7,5	+ 24
li.	- 7,5	+ 18
Abdomen	0	+ 27
Kreuz-Steißbein	0	+ 35
Hüfte	- 8,5	+ 40
LWS	0	+ 21
LWS lateral	0	+ 21
Becken	0	+ 38
Harnblase	0	+ 34
Unterbauch re.	+ 7	+ 37
re.	+ 10	+ 37
li.	- 7	+ 37
prox. Oberschenkel	- 8,5	+ 49
dist. Oberschenkel	- 8,5	+ 69
Ileocoecalregion	+ 8	+ 37
Bulbus	+ 2	+ 12

Tab. 3: Lage der Mittelpunkte (a, b) der Strahlenfelder relativ zum Nullpunkt des Bezugskoordinatensystems (Thoraxmitte, vgl. Abb. 1)

Die Wertepaare gelten, falls nicht näher bezeichnet (wie z.B. HWS lateral) für die Strahlrichtungen a.p. und p.a.. Bei paarigen Organen wurde stets die linke Seite gewählt.

	p.a./a.p.		p.a.	a.p.	lateral		
i	x_i	y_i	z_i	z_i	x_i	y_i	z_i
1	6,5	6,5	6,5	16	5	6,5	10
2	6,5	6,5	13,5	9	- 2	6,5	10
3	6,5	6,5	18,5	4	- 7	6,5	10
4	1,8	0,8	13,5	9	- 2	0,8	14
5	6,5	0,8	13,5	9	- 2	0,8	10
6	10,5	0,8	13,5	9	- 2	0,8	6
7	6,5	0,8	6,5	16	- 5	0,8	10
8	6,5	0,8	18,5	4	- 7	0,8	10
9	6,5	- 13,8	6,5	16	5	-13,8	10
10	6,5	- 13,8	18,5	4	- 7	-13,8	10

Tab. 4: Koordinaten der Dosimeter in der Lunge

	p.a./a.p.		p.a.	a.p.	lateral		
i	x_i	y_i	z_i	z_i	x_i	y_i	z_i
1	0	32,5	10,2	10,2	0	32,5	8
2	17,5	12,0	5,2	5,2	0	12	3
3	0	14,0	4,5	1o,5	3	14	20
4	12,0	2,0	9,5	9,5	0	2	6
5	12,0	2,0	9,5	9,5	0	2	6
6	0	- 4,0	4,0	18,0	7	- 4	14
7	0	4,0	18,5	2,5	- 8	4	20
8	0	2,0	20,0	2,0	- 9	2	20
9	0	-22,0	4,0	16,0	6	-22	13
10	0	-34,0	6,0	16,5	5,25	-34	15
11	9,0	-41,5	10,5	11,5	0,5	-41,5	7
12	10,5	-32	9,5	6,5	-1,5	-32	4

Tab. 5: Koordinaten der Dosimeter im roten Knochenmark

	p.a./a.p.		p.a.	a.p.	lateral		
i	x_i	y_i	z_i	z_i	x_i	y_i	z_i
1	0	17	13	2	- 5,5	17	7,5

Tab. 6: Koordinaten des Dosimeters in der Schilddrüse

	p.a./a.p.		p.a.	a.p.	lateral		
i	x_i	y_i	z_i	z_i	x_i	y_i	z_i
1	10	- 3,5	23,0	5,0	- 23,0	-3,5	4
2	10	- 3,5	23,86	4,14	- 23,86	-3,5	4
3	10	- 3,5	24,72	3,28	- 24,72	-3,5	4
4	10	- 3,5	25,58	2,42	- 25,58	-3,5	4
5	10	- 3,5	26,44	1,56	- 26,44	-3,5	4
6	10	- 3,5	27,30	0,70	- 27,30	-3,5	4

Tab. 7: Koordinaten der Dosimeter in der Brustdrüse

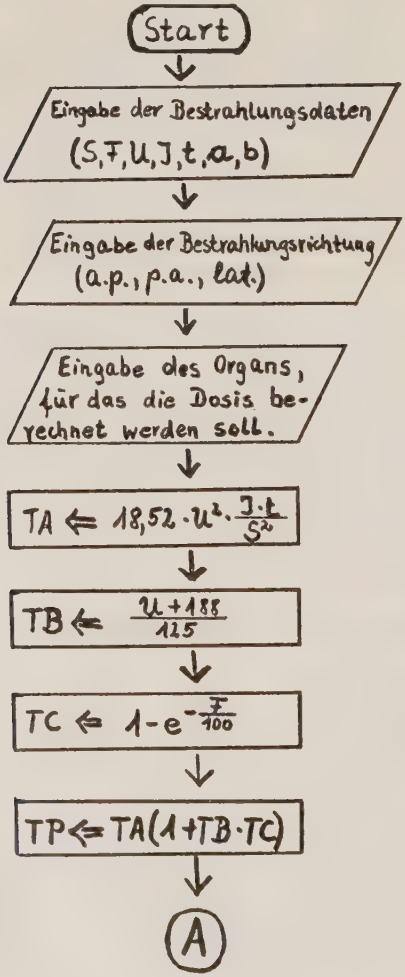
	p.a./a.p.		p.a.	a.p.	lateral		
i	x_i	y_i	z_i	z_i	x_i	y_i	z_i
1	0	- 34	10	10	0	- 34	16

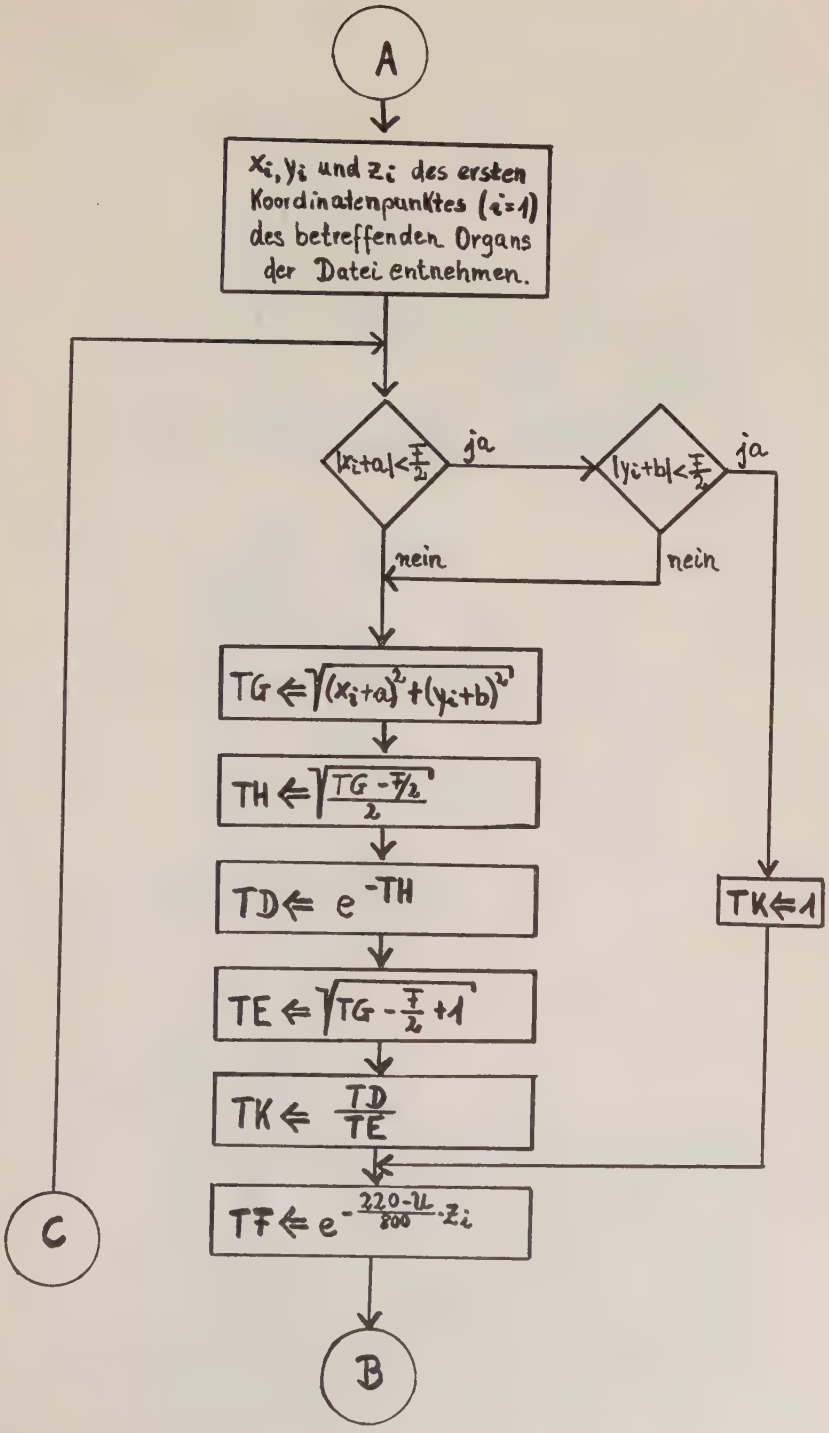
Tab. 8: Koordinaten des Dosimeters im Uterus

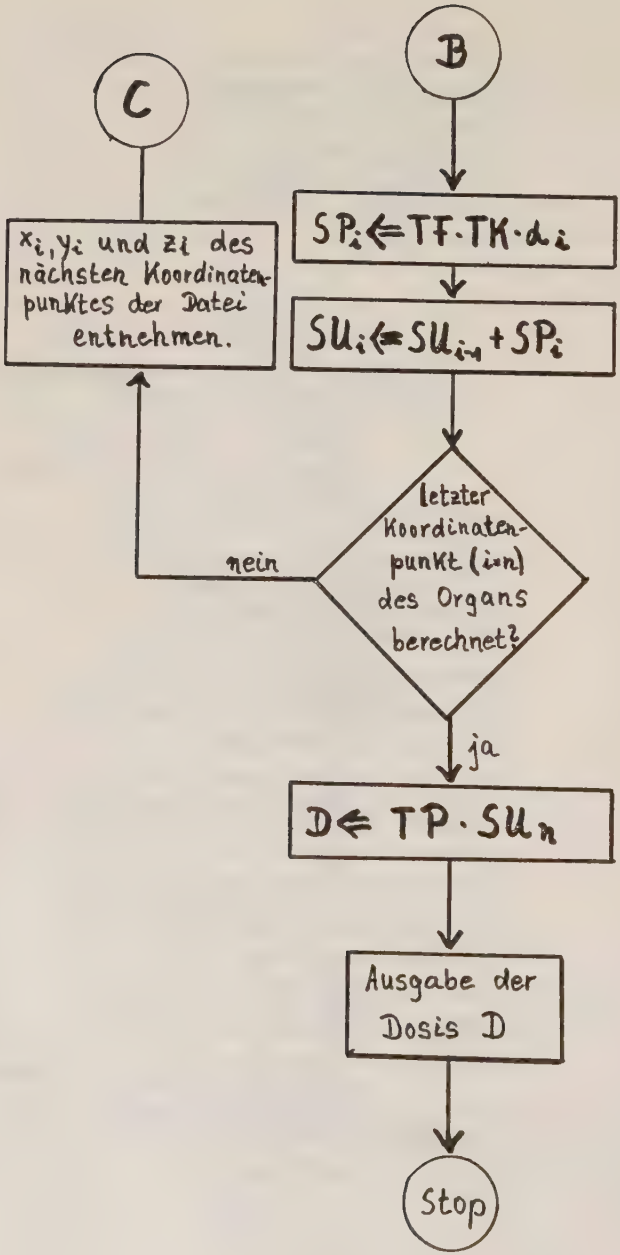
In den Tab 4 bis 8 wurden mittels eines vorgeschriebenen Koordinatensystem (vgl. Abb. 1) die Koordinaten jedes einzelnen Meßpunktes festgelegt, und zwar für die Strahlrichtungen a.p., p.a. und lateral. Die Wertepaare (x_i, y_i) sind identisch bei a.p. und p.a.-Strahlengang; das gilt ebenso für die Wertepaare (a, b) der Tab. 3, da es nur auf die relative Lage des Meßpunktes zum Feldmittelpunkt ankommt. Die Tiefe z_i allerdings ist bei p.a.- bzw. a.p.-Strahlengang unterschiedlich. Bei paarigen Organen wurde die Lage des Meßpunktes jeweils für das linke Organ angegeben, welches bei lateralem Strahlengang als röhrennah angenommen wurde.

4. Rechenprogramm

Abb. 18 zeigt das dem Rechenprogramm zugrunde gelegte Flußdiagramm zur Berechnung der Organdosen aus Gl. (3). Das Programm wurde in der Programmiersprache FOCAL geschrieben und in den Rechner PDP 8 der Fa. DEC in der Zentralstelle für Sicherheitstechnik eingegeben. Die Ergebnisse der Rechnung sind in Kap. 5 in Tabellenform dargestellt.




A
x_i, y_i und z_i des ersten Koordinatenpunktes ($i=1$) des betreffenden Organs der Datei entnehmen.
$|x_i+a|<\frac{F}{2}$
ja
$|y_i+b|<\frac{F}{2}$
ja
nein
nein
$TG \Leftarrow \sqrt{(x_i+a)^2+(y_i+b)^2}$
$TH \Leftarrow \sqrt{\frac{TG-F/2}{2}}$
$TD \Leftarrow e^{-TH}$
$TE \Leftarrow \sqrt{TG-\frac{F}{2}+1}$
$TK \Leftarrow \frac{TD}{TE}$
$TK \Leftarrow 1$
$TF \Leftarrow e^{-\frac{220-U}{800}\cdot z_i}$
C
B


B
C
$SP_i \Leftarrow TF \cdot TK \cdot d_i$
$SU_i \Leftarrow SU_{i-1} + SP_i$
x_i, y_i und z_i des nächsten Koordinatenpunktes der Datei entnehmen.
letzter Koordinatenpunkt (i=n) des Organs berechnet?
nein
ja
$D \Leftarrow TP \cdot SU_n$
Ausgabe der Dosis D
Stop

$$TA = 18{,}52 \cdot U^2 \cdot \frac{I \cdot t}{S^2}$$

$$TB = \frac{U + 188}{125}$$

$$TC = 1 - e^{-\frac{F}{100}}$$

$$TD = e^{-\sqrt{\frac{f_i - F/2}{2}}}$$

$$TE = \sqrt{f_i - F/2 + 1}$$

$$TF = e^{-\frac{220 - U}{800} \cdot z_i}$$

$$TG = \sqrt{(x_i + a)^2 + (y_i + b)^2}$$

$$TH = \sqrt{\frac{TG - F/2}{2}}$$

$$TK = \frac{TD}{TE}$$

Abb. 18: Flußdiagramm als Grundlage zur Computerberechnung der Organdosen nach Gl. (3). Einzugeben sind neben Angaben über Bestrahlungsrichtung und Art des Organs jeweils folgende Daten: s = FHA, F = Feldkantenlänge, U = Röhrenspannung, I = Röhrenstrom, t = Belichtungs- bzw. Durchleuchtungszeit, a, b = Koordinaten der Feldmittelpunkte. Fest als Daten wurden die Koordinaten x_i, y_i, z_i der Aufpunkte eines kritischen Organs eingegeben, aus deren Einzeldosiswerten sich durch gewichtete Mittelwertbildung die Organdosis berechnen läßt. Am Verzweigungspunkt wird entschieden, ob der Aufpunkt in der Nutz- oder Streustrahlung liegt; dementsprechend ist das Dosisdekrement gleich 1 oder < 1.

5. Ergebnis der Berechnung von Organdosen

Die Berechnung der Strahlendosen für die kritischen Organe Lunge, rotes Knochenmark, Schilddrüse, Brustdrüse sowie für den Uterus wurden durchgeführt für eine Reihe ausgewählter Röntgenuntersuchungen. Auswahlkriterien waren die Anwendungshäufigkeit sowie die Körperregion, in dem Sinne, daß Röntgenuntersuchungen der Extremitäten nicht in so hohem Maße zur Strahlenbelastung der kritischen Organe beitragen.

Die zugrundegelegten Einstelldaten für die Röntgenaufnahmen wurden den Siemens Belichtungstabellen /12/ entnommen, diejenigen der Durchleuchtungsuntersuchungen basieren auf Erfahrungswerten.

Folgende Parameter wurden für die Berechnung benötigt (vgl. Gl. (3):

1. Fokus-Haut-Abstand (FHA = S), der die Differenz darstellt zwischen dem in den Belichtungstabellen angegebenen Fokus-Film-Abstand und der Objektdicke, wobei man von einem im Alderson-Rando-Phantom realisierten genormten Patienten ausgeht.
2. Feldkantenlänge F. Die meistverwendeten Filmformate sind nicht quadratisch. Um die Berechnung nicht unnötig, d.h. ohne zusätzlichen Informationsgewinn über die Größenordnung der Organdosen, zu komplizieren, wurde die Form der Felder als quadratisch angenommen. Die Umrechnung nutzt die Tatsache, daß die Feldkantenlänge eines quadratischen Feldes der Quadratwurzel aus der Fläche des rechteckigen Feldes entspricht.
3. Röhrenspannung U und
4. "mAs-Produkt" wurden für den Gebrauch von 6-Puls-Generatoren angenommen. Im Falle von Durchleuchtungsuntersuchungen wurde der Röhrenstrom in mA und die Durchleuchtungszeit in min aus Erfahrungswerten für eine helligkeitsautomatisierte Bildverstärker-Fernseh-Kette abgeleitet und das Produkt aus beiden Grössen auf die Einheit mAs umgerechnet.

Die für die Berechnung verwendete Gl. (3) wird im wesentlichen durch diese 4 Parameter bestimmt.

Folien- und Rastergebrauch wurden in den Belichtungstabellen bereits berücksichtigt (Universalfolien, scharfzeichnende- bzw. höchstverstärkende Folie; Linienraster Pb 8/40 bzw. Pb 12/40, d.h. Schachtverhältnis 8 : 1 bzw. 12 : 1 und Linienzahl 40 je cm).

Die Gesamtfilterung wurde nach DIN 6811 /6/ für jede Untersuchung mit 2 mm Al angenommen.

Die zur Berechnung der relativen Tiefendosis und des Dosisdekrements notwendigen Ortskoordinaten entnimmt man Tabb. 4 bis 8.

In den folgenden Tabellen sind neben den Einstelldaten die Ergebnisse der Organdosisberechnung mittels Rechenprogramm zusammengefaßt.

Tab. 9

Art der Röntgenuntersuchung (Aufnahmen)	Organdosen (mR) Lunge	Knochenmark	Schilddrüse	Brustdrüse	Uterus	FHA (cm)	F (cm)	U (kV)	I · t (mAs)
Schädel p.a.	1,2	20,5	3,7	0,05	0,09	96	26,8	70	80
HWS lat.	41,1	5,4	19,5	0,32	0,01	138	20,8	60	25
Thorax p.a. weich	2,2	1,7	1,4	0,12	0,03	129	35	55	6
p.a. hart	19,0	10,2	15,8	3,5	0,31	129	35	120	5
lat.	122,8	8,8	18,5	1,7	0,05	120	35	70	12
1.-7. Rippe a.p.	61,5	27,2	247,6	218,5	0,21	95	26,8	60	50
8.-12. Rippe a.p.	188,9	37,3	22,6	702,3	4,9	93	26,8	66	125
obere BWS a.p.	99,0	16,4	11,9	373,0	1,1	97	20	63	80
untere BWS a.p.	89,1	9,6	13,8	687,3	3,2	94	20	73	100
Magenrelief									
p.a. weich	29,3	43,7	1,1	6,9	4,4	48	26,8	81	10
p.a. hart	29,9	35,8	1,3	15,3	4,7	48	26,8	120	3
Magenfüllung p.a.	1,3	2,5	0,03	0,09	0,17	48	26,8	21	12
Galle a.p.	9,1	7,7	3,7	11,5	112,1	96	26,8	63	100
prox. Oberschenkel a.p.	0,2	8,4	0,2	0,56	2,9	102	20	66	50
dist. Oberschenkel a.p.	0,03	0,11	0,05	0,09	0,17	102	20	63	32
Hüfte a.p.	1,5	61,0	1,0	3,3	123,4	95	26,8	70	80
Becken a.p.	3,0	63,9	1,7	5,4	123,4	95	35	70	80
LWS a.p. weich	45,1	48,1	5,2	27,5	120,8	96	26,8	70	80
a.p. hart	35,4	42,6	3,4	18,4	118,0	120	26,8	110	30
lat. weich	1077,7	294,3	4,2	17,5	162,4	88	26,8	77	200
lat. hart	719,1	156,5	2,5	8,5	150,4	120	26,8	120	60
Kreuz-Steißbein a.p.	2,7	70,3	1,7	5,1	136,4	96	26,8	73	80
lat.	13,6	502,4	1,7	7,9	214,0	82	26,8	85	160
Harnblase a.p.	5,9	130,6	3,4	10,6	252,0	94	26,8	70	160
Abdomen p.a.	12,5	41,5	0,27	0,21	57,2	93	35	85	20
Abdomen geburtshilflich p.a. weich	62,6	208,3	1,4	1,0	287,4	83	35	85	80
p.a. hart	72,1	230,3	1,9	2,4	354,9	83	35	120	32
lat. weich	157,6	352,7	3,0	14,6	148,5	87	35	85	125
lat. hart	194,0	367,8	3,4	13,9	238,4	87	35	120	50
Pelvimetrie									
a.p. weich	7,5	169,4	4,0	12,6	334,7	86	35	85	100
a.p. hart	11,8	301,8	5,2	16,9	619,9	86	35	120	60

Tab. 9: Ergebnisse der Organdosisberechnung nach Gl. (3) für Röntgenaufnahmen.
Aufgeführt sind neben den Einstelldaten für die häufigsten Röntgenaufnahmen im Bereich des Körperstammes nach den Siemens-Belichtungstabellen /12/ die hieraus mittels Rechenprogramm ermittelten Dosen in mR für die kritischen Organe Lunge, rotes Knochenmark, Brustdrüse und Schilddrüse sowie für den Uterus.
FHA = Fokus-Haut-Abstand (cm),
F = Feldkantenlänge (cm),
U = Röhrenspannung (kV),
I·t = Röhrenstrom · Belichtungszeit (mAs).

Tab. 10

Art der Untersuchung	Untersuchungsabschnitt	DL/A	FHA (cm)	F (cm)	U (kV)	I·t (mAs)	Zahl der A	Organdosen (mR) Lunge	Knochenmark	Schilddrüse	Brustdrüse	Uterus
Galle	Galle a.p.	DL	80	13	90	162	0	15,0	15,0	12,8	27,4	30,8
	Galle a.p.	A	80	26,8	90	40	4	56,2	58,1	23,9	63,9	738,5
	Galle a.p.	A	80	5,2	90	40	4	9,2	6,9	9,2	18,1	16,7
Σ Galle								80,4	80,0	45,9	109,4	786,0
Magen-Darm-Passage	Oesophagus p.a.	DL	80	11	90	90	0	80,0	28,8	126,3	1,6	1,1
	Magen p.a.	DL	80	13	90	135	0	138,2	30,8	3,4	5,3	10,5
	Magen a.p.	DL	80	13	90	135	0	210,3	13,0	20,2	199,4	10,5
	Ileocoecalgegend a.p.	DL	80	13	90	180	0	4,3	14,7	4,4	9,1	173,3
	Darm p.a.	A	80	20,8	100	20	1	0,6	21,9	0,2	0,1	129,1
	Darm p.a.	A	80	35	100	20	3	81,6	267,3	2,0	1,8	387,4
	Magen a.p.	A	80	26,8	100	20	2	121,1	27,2	16,7	774,8	12,1
	Magen p.a.	A	80	26,8	100	20	1	39,6	53,3	1,6	13,7	6,1
	Magen a.p.	A	80	20	100	20	1	46,2	10,5	5,8	188,7	3,7
	Übersicht p.a.	A	80	34,6	100	20	1	27,1	89,0	0,6	0,6	129,1
	Buldbus a.p.	A	80	5,2	100	20	4	19,3	5,6	13,6	36,6	5,0
Σ MDP								768,3	562,1	194,8	1231,7	867,9
Kolon-Kontrast-einlauf	Unterbauch li. p.a.	DL	80	12,5	90	99	0	2,0	182,7	0,4	0,2	130,0
	Unterbauch halbre. p.a.	DL	80	12,5	90	99	0	1,5	26,6	0,4	0,1	130,0
	Unterbauch re. p.a.	DL	80	12,5	90	99	0	1,3	12,6	0,4	0,1	47,2

Fortsetzung Tab. 10

Art der Untersuchung	Untersuchungsabschnitt	DL/A	FHA (cm)	F (cm)	U (kV)	I·t (mAs)	Zahl der A	Organdosen (mR) Lunge	Knochenmark	Schilddrüse	Brustdrüse	Uterus
	re. Flexur p.a.	DL	80	12,5	90	99	0	4,3	33,0	1,0	0,4	29,0
	li. Flexur p.a.	DL	80	12,5	90	99	0	96,6	23,6	1,4	1,4	9,8
	re. Flexur p.a.	A	80	26,8	100	20	1	3,9	45,1	0,6	0,3	129,1
	li. Flexur p.a.	A	80	26,8	100	20	1	29,3	38,6	0,9	3,4	10,2
	Übersicht p.a.	A	80	40	100	20	1	28,0	91,0	0,8	1,0	129,1
	Unterbauch li. p.a.	A	80	26,8	100	20	1	1,3	66,7	0,2	0,1	129,1
	Unterbauch halbre. p.a.	A	80	26,8	100	20	1	0,8	26,4	0,2	0,1	129,1
	Unterbauch p.a.	A	80	26,8	100	20	1	0,7	22,7	0,2	0,1	129,1
Σ KE								169,7	569,0	6,5	7,2	1001,7
Thorax	Thorax Mitte p.a.	DL	80	14	90	18	0	48,7	19,0	4,2	0,8	0,3
	Thorax parasternal li. p.a.	DL	80	14	90	18	0	53,2	12,7	2,6	7,3	0,3
	Thorax parasternal re. p.a.	DL	80	14	90	18	0	3,3	5,2	2,6	0,2	0,3
	Thorax schrägli. p.a.	DL	80	14	90	18	0	17,1	9,9	1,1	7,3	0,3
	Thorax re. p.a.	DL	80	14	90	18	0	1,1	1,5	1,1	0,1	0,3
	Rippenbogen p.a.	DL	80	9,9	90	22,5	0	1,7	3,1	0,6	0,2	1,0
	Rippenbogen p.a.	DL	80	9,9	90	22,5	0	23,4	3,5	0,6	1,0	1,0
Σ Thorax								148,5	54,9	12,8	16,9	3,5

DL = Durchleuchtung

A = Aufnahme

Tab. 10: Ergebnisse der Organdosisberechnung für Durchleuchtungsuntersuchungen nach Gl. (3).
Die Tabelle zeigt neben den auf Erfahrungswerten basierenden Einstelldaten für die vier häufigsten Durchleuchtungsuntersuchungen der Galle, des Magen-Darm-Traktes ("MDP"), des Kolons ("KE") und des Thorax (einschließlich Anzahl der Zielaufnahmen) die hieraus mittels Rechenprogramm ermittelten Dosen für die kritischen Organe Lunge, rotes Knochenmark, Brustdrüse, Schilddrüse sowie den Uterus.
FHA = Fokus-Haut-Abstand (cm),
U = Röhrenspannung (kV),
F = Feldkantenlänge (cm),
t = Durchleuchtungszeit (min),
I·t = Röhrenstrom · Durchleuchtungszeit (umgerechnet auf mAs).

6. Diskussion

Ziel dieser Arbeit war es, einen Überblick über die Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik zu vermitteln. Dabei interessierten die vom BEIR- und UNSCEAR-Report /1, 2/ angegebenen kritischen Organe sowie der Uterus.

Die Organdosen wurden nach einer empirischen Formel (Gl. (3)) berechnet. Diese Formel enthält sämtliche Parameter, die laut § 29 der Röntgenverordnung aufgezeichnet werden müssen, damit aus ihnen die Strahlenexposition bei einer Röntgenuntersuchung berechnet werden kann.

Eine Richtlinie zu § 29 legt im Detail diese Daten fest, wobei zwischen Standarddaten, d.h. Daten, die für alle Röntgenuntersuchungen konstant bleiben, und variablen Daten, d.h. untersuchungsspezifische Daten, unterschieden wird.

Selbst wenn diese Daten ordnungsgemäß notiert worden sind, können Schwierigkeiten bei der Berechnung der Strahlenexposition entstehen.

Die Funktionen der in dieser Arbeit entwickelten Formel für den Anteil der relativen Tiefendosis und das Dosisdekrement wurden aus Meßergebnissen abgeleitet, welche in einem Alderson-Rando-Phantom gewonnen wurden (s. Abb. 6 bis 17).

Um einen Vergleich zu ziehen zwischen den eigenen und den von Wachsmann und Drexler am Wasserphantom gemessenen Werten /5/, mußten deren Meßbedingungen durch Umrechnung den eigenen angeglichen werden:
In den Tabellen von Wachsmann und Drexler wird die Abhängigkeit der Tiefendosis von der Röhrenspannung und Filterung durch die Halbwertsschichtdicke (HWSD) ausgedrückt; nach diesen HWSD-Werten sind die Tabellen unterteilt. Im Rahmen unserer Meßbedingungen (Filterung: 2 mm Al) beträgt die HWSD bei einer Röhrenspannung von 60 kV 1,7 mm Al, bei 100 kV 3 mm Al. In der diesen HWSD-Werten entspre-

chenden Tabelle haben wir die Tiefendosiswerte für einen Fokus-Haut-Abstand von 50 cm entnommen und mit Hilfe der auch von Wachsmann und Drexler angegebenen Faktoren /5/ auf den bei unseren Messungen verwendeten Fokus-Haut-Abstand von 100 cm umgerechnet. Die Werte für größere Feldgrößen (> 400 cm^2) wurden durch Extrapolation gewonnen.

Im wesentlichen stimmen die von Wachsmann und Drexler am Wasserphantom gemessenen Tiefendosisverläufe mit den von uns in einem Alderson-Rando-Phantom gemessenen überein, sieht man von einigen signifikanten, durch die inhomogene Struktur des Alderson-Rando-Phantoms bedingten Unterschieden ab. Diese Abweichungen zeigen sich immer dort, wo die Photonenstrahlung auf dem Weg durch das Phantom auf Strukturen höherer Ordnungszahl (Knochen) trifft. Bedingt durch den Rückstreueffekt findet vor diesen Strukturen ein Dosisaufbau statt, der sich gemäß der physikalischen Tatsache, daß die Rückstreuung bis etwa 150 kV mit der Röhrenspannung ansteigt /5 /, bei 100 kV stärker als bei 60 kV bemerkbar macht (vgl. Abb. 10 und 11). Der Anstieg des Rückstreufaktors mit der Röhrenspannung im Bereich niedriger Photonenenergien E besonders an Materialien mit höherer Ordnungszahl Z ist durch den im Vergleich zu Comptonstreueffekten stark abnehmenden Wirkungsquerschnitt für Photoabsorptionseffekte in diesem Energiebereich zu erklären (der Wirkungsquerschnitt ist für Photoabsorptionseffekte proportional zu Z^5 und $E^{-7/2}$).

Um für den Vergleich der Dosisdekremente gleiche Meßbedingungen zu schaffen, wurden die entsprechenden Kurven von Wachsmann und Drexler /5/ für Röhrenspannungen von 60 kV und 100 kV und eine Gewebetiefe von 10 cm, die für Feldgrößen von 100 cm^2 und 300 cm^2 gelten, durch Mittelwertbildung auf die Dosisdekrementkurve für die von uns eingestellte Feldgröße von 200 cm^2 umgerechnet. Eine Extrapolation auf die von uns verwendete Feldgröße 900 cm^2 war nicht möglich.

Streustrahlung entsteht im Energiebereich der Röntgendiagnostik im wesentlichen durch Comptoneffekte,wobei die Strahlenqualität der gestreuten Röntgenstrahlung stark von der Röhrenspannung abhängt. Beim Comptoneffekt wird ein gewisser Teil der primären Photonenenergie auf ein Hüllenelektron des Streumaterials übertragen, so daß die Energie der gestreuten Strahlung geringer ist als diejenige der primären Strahlen ("Comptonshift"). Bei höheren Röhrenspannungen (z.B. 150 kV) ist der Comptonshift so bedeutsam, daß gestreute Röntgenstrahlung signifikant energieärmer ist als die Primärstrahlung; bei niedrigen Röhrenspannungen (z.B. 60 kV) spielt dieser Energieverlust kaum eine Rolle. Die Streustrahlung ist im Vergleich zur Primärstrahlung sogar aufgehärtet, was durch Absorpti-onseffekte weicher Anteile im ausgedehnten Streuvolumen erklärt wird /13/. Aus diesem Grund liegen die Dosisdekrementwerte, gewonnen im knochengewebehaltigen Alderson-Rando-Phantom, bei höheren Röhrenspannungen unter denjenigen, gemessen im Wasserphantom von Wachsmann und Drexler /5/.

Interessant ist ein Vergleich zwischen den Ergebnissen der Dosisberechnungen nach Gl. (3) und entsprechenden Meßergebnissen aus der Literatur. In den Tabellen 11 und 12 erfolgt eine Gegenüberstellung dieser Werte.

Art der Röntgenuntersuchung	Organdosen (mR)							
	Lunge		Knochenmark		Brustdrüse		Schilddrüse	
	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung
Schädel p.a.	1	2,5	20	12	0,1	1,5	4	48
Thorax p.a.	2	7	2	3	0,1	0,8	1,4	1,7
1.-7. Rippe a.p.	61	51	27	39	220	300	250	182
8.-12. Rippe a.p.	190	220	37	70	700	900	23	62
Thorax lat.	123	23	9	2	1,7	40	19	21
Galle a.p.	9	20	8	2	11,5	1,5	3,7	0,3
Abdomen p.a.	13	40	42	66	0,2	2	0,3	0,7
HWS lat.	41	4	5	1	0,3	30	20	40
LWS a.p.	45	26	50	60	30	6	5	1,3
LWS lat.	1000	14	300	30	17	1	4	0,3
Becken a.p.	3	6	64	27	5	2,5	2	0,1

Tab. 11: Organdosen bei Röntgenaufnahmen. Vergleich zwischen Meßergebnissen aus der Literatur/14/ und Berechnungen (gerundete Werte aus Tab. 9). Die zugrundeliegenden Parameter stimmen für Messung und Berechnung überein. Sie sind den Siemens Belichtungstabellen entnommen. Es wurden die Organe Lunge, rotes Knochenmark, Brustdrüse und Schilddrüse berücksichtigt.

Art der Durchleuchtungs-untersuchung	Organdosen (mR)							
	Schilddrüse		Lunge		Knochenmark		Ovarien (= Uterus)	
	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung	Berechnung	Messung
Magen-Darm-Passage	190	22	770	250	560	1700	860	11
Kolon-Kontrasteinlauf	7	10	60	70	560	250	1000	60
Cholezystogramm	50	10	80	137	80	130	790	·0,5
Thorax-Durchleuchtung	95	5	875	200	390	90	18	0,2

Tab. 12: Organdosen bei Durchleuchtungen. Vergleich zwischen Meßergebnissen aus der Literatur /15/ und Berechnungen (gerundete Werte aus Tab. 10). Die zugrundeliegenden Parameter stimmen für Messung und Berechnung überein. Es wurden die Organe Schilddrüse, Lunge, Knochenmark und Ovarien (lagemäßig etwa dem Uterus entsprechend) berücksichtigt.

Vergleich:
Es war nicht zu erwarten und ist auch nicht erforderlich, daß die Werte für die gemessenen und berechneten Organdosen exakt übereinstimmen (vgl. Tab. 11, 12). Die der Berechnung zugrundeliegende Gl. (3) enthält einige vereinfachende Annahmen, die gewisse Unterschiede zwischen Rechnung und Messung unvermeidlich machen. Auf der anderen Seite besteht auch nicht die strahlenbiologische Notwendigkeit, Organdosen in der Röntgendiagnostik exakt zu bestimmen. Wenn der Fehler auch so gering wie möglich sein sollte, so kommt es bei der Beurteilung des Strahlenrisikos mehr auf die Größenordnung des Dosiswertes an.

Bei der Beurteilung der Tab. 11 (Vergleich der berechneten und gemessenen Organdosen bei Röntgenaufnahmen) und Tab. 12 (der entsprechende Vergleich bei Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen) fällt auf, daß die größenordnungsmäßige Übereinstimmung zwischen Rechnung und Messung bei Röntgenaufnahmen wesentlich besser realisiert ist als bei den Durchleuchtungsuntersuchungen. Alle gemessenen Werte wurden der Literatur entnommen, wobei natürlich versucht wurde, die dort benutzten Einstellparameter so exakt wie möglich bei der Berechnung nachzuvollziehen. Das gelang selbstverständlich für Durchleuchtungsuntersuchungen, die sich aus mehreren Durchleuchtungsfeldern unterschiedlicher Lage, Form und Fläche und aus diversen Zielaufnahmen zusammensetzen, wesentlich schlechter als bei Röntgenaufnahmen. Das genau ist aber auch in der Praxis der Fall: Durchleuchtungsuntersuchungen sind vom Standpunkt des Strahlenschutzes, d.h. zum Zweck der Dosisermittlung, kaum reproduzierbar. Schon geringe Unterschiede bei der Festsetzung der Durchleuchtungsfeldlage können für ein bestimmtes Organ (z.B. für die Ovarien) enorme Abweichungen zwischen den berechneten und gemessenen Dosiswerten bedeuten, begründet dadurch, daß sich im einen Fall das Organ gerade noch in, im anderen Fall gerade noch außerhalb der Nutzstrahlung befindet. Grundsätzlich besteht diese Problematik zwar auch bei Röntgenaufnahmen, jedoch sind auf diesem Gebiet reproduzierbare Einstellungen aus den schon geschilderten Gründen wesentlich wahrscheinlicher.

Man kann sich also mit den mittels Gl. (3) berechneten Organdosen trotz der Variationsbreite zufriedengeben, auch in einem Zweifelsfall, wenn z.B. die einer Schwangeren bei einer Röntgenuntersuchung applizierte Strahlendosis nachträglich bestimmt werden soll; bei der Entscheidung über den Dosisbereich bei dem ein Schwangerschaftabbruch indiziert ist, spielt nur die Größenordnung der Strahlendosis eine Rolle /16/.

Die Angabe von Organdosen erlaubt bei Kenntnis der Häufigkeit der einzelnen Röntgenuntersuchungen Hinweise auf das somatische Gesamtrisiko der Bevölkerung, ähnlich wie es mit der Angabe der genetisch signifikanten Dosis für das genetische Gesamtrisiko geschieht /17/.

Ein Maß für das somatische Gesamtrisiko der Bevölkerung ist z.B. der somatisch signifikante Dosisindex /18/, der für bestimmte Röntgenaufnahmen, CT-Untersuchungen und Durchleuchtungsuntersuchungen schon berechnet worden ist /15/.

Solche Berechnungen lassen sich mit Hilfe der Formel für die Organdosen (Gl. (3)) praktisch für die gesamte Röntgendiagnostik durchführen. Auf diese Weise wäre es möglich, eine Reihenfolge aller Röntgenuntersuchungen, gegliedert nach der Größenordnung des somatischen Risikos anzugeben, ähnlich wie die ICRP das für das genetische Risiko getan hat /19/.

7. Zusammenfassung

In früheren Publikationen über die Strahlenexposition des Patienten in der Röntgendiagnostik wurden hauptsächlich Gonadendosiswerte angegeben. Damit war eine heutzutage strahlenbiologisch nicht mehr haltbare Überbetonung des genetischen Strahlenrisikos verbunden. Neuere strahlenbiologische Forschungen haben gezeigt, daß gleichrangig neben dem genetischen Risiko das somatische Strahlenrisiko betrachtet werden muß, welches sich in der Induktion maligner Neoplasmen vor allem in den Organen Lunge, rotes Knochenmark, Schilddrüse und weibliche Brustdrüse manifestieren kann (u.a. ICRP 26).

Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, die Strahlendosen dieser Organe sowie der Gonaden für die routinemäßige Röntgendiagnostik zu bestimmen.

Zu diesem Zweck wurde eine Formel aufgestellt, deren einzelne Terme teilweise aus der Literatur (z.B. Freiluftdosis, Rückstreufaktor), teilweise aus eigenen Messungen in einem Alderson-Rando-Phantom (Tiefendosisverläufe, Dosisdekremente) stammen. Die Messungen wurden im Röntgenlabor der Zentralstelle für Sicherheitstechnik in Düsseldorf mit Hilfe von CaF_2-Thermolumineszenzdosimetern durchgeführt. Die Berechnung der einzelnen Organdosen für die verschiedenen Röntgenuntersuchungen geschieht per Rechenprogramm an dem Computer der Zentralstelle für Sicherheitstechnik.

Rechnungen dieser Art sollen dazu beitragen, aus den Aufzeichnungen, die der radiologisch tätige Arzt nach § 29 der Röntgenverordnung durchführen muß, schnell und ohne großen meßtechnischen Aufwand die Strahlenexposition des Patienten zu bestimmen.

Im Rahmen der Diskussion werden Vergleiche zwischen experimentell bestimmten Organdosen aus der Literatur und den in dieser Arbeit berechneten Werten angestellt.

8. Literaturverzeichnis

/1/ National Academy of Sciences, National Research Council: The Effects on Populations of Exposure to low Levels of Ionizing Radiation, Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations (BEIR) (1972)

/2/ United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), Ionizing Radiation: Levels and Effects, Vol. II: Effects, United Nations (1972)

/3/ Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV), BGBl. I, S. 173 (1973)

/4/ DIN 6812: Medizinische Röntgeneinrichtungen bis 300 kV; Strahlenschutzregeln für die Errichtung, Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1976)

/5/ Wachsmann, F., G. Drexler: Kurven und Tabellen für die Radiologie, Springer Verlag (1976)
2. völlig neu bearbeitete und erweiterte Auflage

/6/ DIN 6811: Medizinische Röntgeneinrichichungen bis 300 kV; Strahlenschutzregeln für die Herstellung, Beuth-Vertrieb. Berlin, Köln (1972)

/7/ Sherman, G.J., G.R. Howe, A.B. Miller: Organdose per Unit Exposure Resulting from Fluoroskopy for Artificial Phneumothorax, Health Physics Nr. 35, Vol. 2, S. 259 (1978)

/8/ Becker, K., A. Scharmann: Einführung in die Festkörperdosimetrie, Thiemig, Stuttgart (1975)

/9/ DIN 6800, Bl. 5: Dosismeßverfahren in der radiologischen Technik, Radio-Thermolumineszenz-Dosimetrie, Beuth-Vertrieb, Berlin, Köln (1975)

/10/ Panzer, W. D. Regulla: Festkörperdosimetrie im medizinischen Bereich, Röntgenpraxis 29 (1976) S. 154

/11/ Quast, U.: Verwendung von Thermolumineszenzdosimetern zu Messungen nach § 13 Abs. 1 RöV, Med. Diss. Arbeit, Uni. Düsseldorf (1981)

/12/ Hoxter, E.A.: Röntgenaufnahmetechnik, Siemens AG (1978)

/13/ Drexler, G., F. Perzl: Die Methoden zur Spektrometrie niederenergetischer Bremsstrahlung, Tagungsbericht Premier Congres Europeen de Radioprotection Menton (1968)

/14/ Steiner, H.: Bestimmung von Organdosen bei röntgendiagnostischen Untersuchungen und Berechnung der somatisch signifikanten Dosisindizes, Med. Diss. Arbeit, Uni Düsseldorf (1980)

/15/ Ewen, K.: Messungen und Gedanken bei Anwendung von Röntgenstrahlen unter Berücksichtigung der Röntgenverordnung, Habil. Arbeit RWTH Aachen (1980)

/16/ Diskussionsentwurf der Deutschen Röntgengesellschaft (1979)

/17/ BMI: Die nicht aus Kernanlagen stammende Strahlenbelastung der deutschen Bevölkerung 78, Atomw./ Atomtechn. 12 (1980) 630

/18/ Laws, P., M. Rosenstein: A Somatic Dose Index for Diagnostic Radiology, Health Physics Vol. 35, 629-642 (1978)

/19/ ICRP 16, Pergamon-Press, Oxford (1971)

Für die Anregung zu dieser Arbeit danke ich
Herrn Prof. Jansen und Herrn Dr. Rahm.

Mein Dank für die Beratung in physikalischen
und meßtechnischen Fragen gilt Herrn Dr. Ewen
und seinen Mitarbeitern von der Zentralstelle
für Sicherheitstechnik in Düsseldorf, desgleichen
Herrn vom Endt für die Unterstützung bei der
Erstellung des Computer-Programms.

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.

Lebenslauf

Name: Margret Rathjen, geb. Gabriel
Geburtsdatum: 21.7.1953
Geburtsort: Bremen
Werdegang: Erwerb der allgemeinen Hochschulreife am mathematisch-naturwissenschaftlichen und neusprachlichen Gymnasium am Leibnizplatz in Bremen am 8.5.1972.
1972 - 1975 Vorklinisches Studium der Medizin an der Ruhruniversität Bochum, Physikum am 21.3.1975.
1975 - 1979 Klinisches Studium am Klinikum der Universität und Gesamthochschule Essen, Ärztliche Prüfung am 7.5.1979.
1.6.1979 - 31.5.1980 Tätigkeit als Assistenzärztin in der Chirurgischen Abteilung des Evangelischen Krankenhauses Huyssens-Stiftung in Essen.
1.7.1980 Beginn der Ausbildung zum Facharzt für Arbeitsmedizin am Arbeitsmedizinischen Institut der Universität Düsseldorf.
Seit 1.1.1981 im Rahmen dieser Ausbildung Tätigkeit in der Medizinischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf.